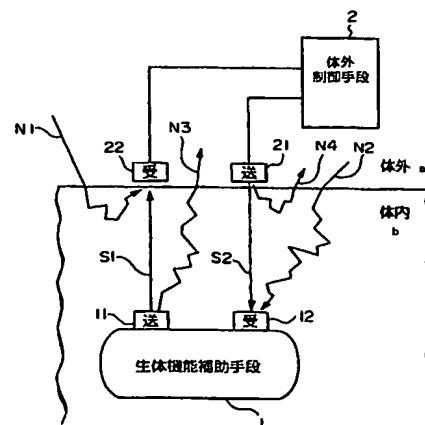


(51) 国際特許分類6 H04B 10/24, A61B 5/0245, H01S 3/18, G08C 19/00, H01L 31/12	A1	(11) 国際公開番号 WO98/51025 (43) 国際公開日 1998年11月12日(12.11.98)
(21) 国際出願番号 PCT/JP98/01992 (22) 国際出願日 1998年4月30日(30.04.98) (30) 優先権データ 特願平9/114918 1997年5月2日(02.05.97) JP (71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) セイコーエプソン株式会社 (SEIKO EPSON CORPORATION)[JP/JP] 〒163-0811 東京都新宿区西新宿二丁目4番1号 Tokyo, (JP) (72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ) 天野和彦(AMANO, Kazuhiko)[JP/JP] 川瀬健夫(KAWASE, Takeo)[JP/JP] 北村昇二郎(KITAMURA, Shojiro)[JP/JP] 〒392-8502 長野県諏訪市大和三丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内 Nagano, (JP) (74) 代理人 弁理士 川崎研二, 外(KAWASAKI, Kenji et al.) 〒103-0027 東京都中央区日本橋三丁目2番16号 八重洲マスマビル5階 朝日特許事務所 Tokyo, (JP)		(81) 指定国 CN, JP, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). 添付公開書類 国際調査報告書 補正書
(54) Title: POLARIZED LIGHT COMMUNICATION DEVICE, TRANSMITTER, LASER, POLARIZED LIGHT COMMUNICATION DEVICE FOR ORGANISM, REFLECTED LIGHT DETECTOR AND PULSE WAVE DETECTOR (54) 発明の名称 偏光通信装置、送信機、レーザ、生体用偏光通信装置、反射光検出器および脈波検出装置 (57) Abstract A biological function assisting means (1) is buried in the body of an organism and has a transmitter (11) and a receiver (12) for the communication with an external control means (2). The external control means (2) controls the biological function assisting means (1) from the outside of the body. The external control means (2) has a transmitter (21) and a receiver (22) for the communication with the organism assisting means (1). The transmitters (11, 21) modulate the planes of polarization of laser beams and emit the beam as a transmission signal. The receivers (12, 22) have light receiving means which receive light beams in predetermined polarization states selectively. The receivers (12, 22) output electric signals which correspond to the polarization states (angles of polarization or ellipticities) of the received beams respectively. The full-duplex communication between a strong scattering medium such as the human body and its outside can be realized, and the power consumption of the device in the body can be reduced.		



- 1 ... Biological function assisting means
- 2 ... External control means
- 11 ... Transmission
- 12 ... Reception
- 21 ... Transmission
- 22 ... Reception
- a ... Outside the body
- b ... Inside the body

(57)要約

生体機能補助手段 1 は、体内に埋め込まれており、体外制御手段 2 と通信するための送信機 1 1 および受信機 1 2 を備えている。体外制御手段 2 は、体内に埋め込まれている生体機能補助手段 1 を体外から制御等するものである。体外制御手段 2 は、生体機能補助手段 1 と通信するための送信機 2 1 および受信機 2 2 を備えている。送信機 1 1、2 1 は、レーザ光の偏光面を変調して伝送信号として出射する。受信機 1 2、2 2 は、所定の偏光状態の光を選択的に受光する受光手段を備えている。そして、受信機 1 2、2 2 は、それぞれ受光した光の偏光状態（偏光角または楕円率）に対応した電気信号を出力する。人体等の強散乱媒体内とその外との間で全二重通信ができ、体内の装置の消費電力を低減できる。

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第一頁に掲載されたPCT加盟国を同定するために使用されるコード(参考情報)

AL	アルバニア	FI	フィンランド	LR	リベリア	SK	スロヴァキア
AM	アルメニア	FR	フランス	LS	レソト	SL	シエラ・レオネ
AT	オーストリア	GA	ガボン	LT	リトアニア	SN	セネガル
AU	オーストラリア	GB	英国	LU	ルクセンブルグ	SZ	スワジランド
AZ	アゼルバイジャン	GD	グレナダ	LV	ラトヴィア	TD	チャード
BA	ボスニア・ヘルツェゴビナ	GE	グルジア	MC	モナコ	TG	トーゴ
BB	バルバドス	GH	ガーナ	MD	モルドヴァ	TJ	タジキスタン
BE	ベルギー	GM	ガンビア	MG	マダガスカル	TM	トルクメニスタン
BF	ブルキナ・ファソ	GN	ギニア	MK	マケドニア旧ユーゴスラヴィア	TR	トルコ
BG	ブルガリア	GW	ギニア・ビサウ		共和国	TT	トリニダード・トバゴ
BJ	ベナン	GR	ギリシャ	ML	マリ	UA	ウクライナ
BR	ブラジル	HR	クロアチア	MN	モンゴル	UG	ウガンダ
BY	ベラルーシ	HU	ハンガリー	MR	モーリタニア	US	米国
CA	カナダ	ID	インドネシア	MW	マラウイ	UZ	ウズベキスタン
CF	中央アフリカ	IE	アイルランド	MX	メキシコ	VN	ヴェトナム
CG	コンゴ	IL	イスラエル	NE	ニジェール	YU	ユーゴスラビア
CH	スイス	IS	アイスランド	NL	オランダ	ZW	ジンバブエ
CI	コートジボアール	IT	イタリア	NO	ノルウェー		
CM	カメルーン	JP	日本	NZ	ニュージーランド		
CN	中国	KE	ケニア	PL	ポーランド		
CU	キューバ	KG	キルギスタン	PT	ポルトガル		
CY	キプロス	KP	北朝鮮	RO	ルーマニア		
CZ	チェッコ	KR	韓国	RU	ロシア		
DE	ドイツ	KZ	カザフスタン	SD	スーダン		
DK	デンマーク	LC	セントルシア	SE	スウェーデン		
EE	エストニア	LI	リヒテンシュタイン	SG	シンガポール		
ES	スペイン	LK	スリ・ランカ	SI	スロヴェニア		

明細書

偏光通信装置、送信機、レーザ、生体用偏光通信装置、反射光検出器および脈波検出装置

技術分野

本発明は、偏光したレーザ光を伝送信号として用いる偏光通信装置に関し、特に、人体などの強散乱媒体内とその外との間における通信などに好適な偏光通信装置、散乱媒体の流動等に関する情報を取得する際に用いて好適な反射光検出器、および、この検出器を用いて生体に関する脈波を取得する脈波検出装置に関する。

背景技術

従来の無線通信では、一般に電波を用いた通信が行われている。ここで、より高転送レートの無線データ通信が求められており、新たな周波数の開拓が必要とされている。また、電波の分野では準ミリ波、ミリ波が実用化を目指して開発が進められている。

一方、法律上は電波には分類されない光も無線通信への利用が拡大しつつある。光を用いた無線データ通信においては電波として規制されていない広大な帯域を利用して、高速なデータ通信を提供できる可能性がある。光の特性として壁などの不透明な物体を透過しないため、部屋単位の無線LANや近距離のデータ通信に適している。現在、赤外線を用いた無線通信のなかで最も代表的なものがIrDA (Infrared Data Association) 方式の赤外線データ通信機能である。これらは赤外線発光ダイオードと受光素子からなり、115.2 kbpsから4 Mbpsの速度でデータ交換を実現している。通信の距離は1 m以内と短いが最大の特徴は低コストで無線データ通信を提供できる点である。

ところで、今後は転送容量が更に大きい、そして、通信距離の大きい光無線デ

ータ通信が必要になる。しかし、光源に発光ダイオードを使用する場合は、発光ダイオードから出射される光は100nm以上の波長幅を有するので帯域の有効利用の点で問題がある。さらに、LEDではキャリアの寿命による制限のため、100MHzを超える変調は困難である。これらの問題を解決するために、光源として半導体レーザを用いることは有効である。半導体レーザを用いれば、1nm以下の波長幅を得ることも容易であるし、また、1GHz以上の変調も原理的に可能である。しかし、起こりうる問題として混線による誤動作が挙げられる。

無線搬送波としての光は電波のように法律で規制されていないために、自由に利用することが可能である一方、同じ波長を利用した光無線機器どうしはお互いに干渉する弊害が起こりうる。例えば、既存の光無線データ通信、IrDA方式はピーク波長として850nmから900nmの波長を利用している。もし、半導体レーザを使って、高速転送で通信距離の長い通信装置を実現したとしても、この850nmから900nmに渡るいずれかの波長を使うと、IrDA方式と干渉してしまうことになる。IrDA方式は既存のコンピュータに広く普及しているので、これと干渉することは、法律上問題ないとしても実用上は避けなければならない。

ところで、医療の分野では、病変部位の継続的な監視をするために、各種センサ類で体内の状態を検知することが行われている。このように、生体内で起きている現象を記録、解析することは生体機能の解明のためにも、種々の疾患の診断、治療のためにも重要であり、これまで多くの方法が検討されてきた。この場合、生体内に発生する信号を直接計測しようとして侵襲的な従来方法を用いると、計測場所が病院のベッドサイドに限られるという問題があり、逆に日常の自然な環境下における生体内現象を計測しようとする、間接的な計測方法となってしまう、生体内信号を直に把握することができない。そこで、自然な環境下において、生体内部で発生する信号を直接計測することを目的として、生体内にコンピュータならびに計測回路などの、生体内信号の直接計測に必要な一切の要素を埋め込み、体内でその装置を自律的に完結させることが考えられている。しかし、この場合に問題になるのが、体内の装置と体外の装置との通信手法である。

例えば、有線で行うとすれば、感染症に対する不安が生じてしまうとともに、

その装置の使用者の日常生活に支障を来してしまう。また、その通信に電波を用いると、他の通信装置などから生ずる電波の影響を受ける可能性があり、また、無線通信機器以外にも、一般の電子機器や雷などからは電磁波が放出されており、これらの電磁波による誤動作の危険性もある。さらに、電波は遠距間の伝搬においてもS/N比を保持できるので、他人によるその電波の傍受、妨害の問題が生じてしまう。このような問題は、生体の計測を行う機器のみならず、ペースメーカ、人工腎臓またはインシュリンポンプなどの生体補助手段についても同様に発生する。すなわち、体内に埋め込まれた生体補助手段から、体外の機器に何らかのモニタ信号を送信する場合、あるいは、体外の機器から生体補助手段に制御信号などを送信する場合においては、それらの間で通信を行わなければならないが、その際に生じる問題は上記の場合と全く同様である。

そこで、上述の問題を回避するために、発光ダイオードを用いて光（赤外線）を強度変調し、その光で生体の内外間で通信することが考えられている（電子情報通信学会 信学技報 1995年10月 MBE95-89）。具体的には、図46に示すように体内、体外双方のコンピュータシステム131、134のシリアル・インターフェースに赤外線送受信回路を接続するものがある。赤外線送受信回路では、送信回路132、136がシリアルインターフェースから出力されるデジタルデータを赤外線光として送信する。また受信回路133、135が受信した赤外線光をデジタルデータに変換してコンピュータに伝える。体内側のコンピュータシステム131としては、CPU、メモリ、カレンダー付きリアルタイムクロック、A/Dコンバータ、外部との通信用シリアルインターフェースなどを装備しており、表面実装技術により名刺大の大きさに小型化されている。上述の装置によれば、電波を用いる場合の弊害は解消することができる。

しかしながら、人体の内外で通信を行うために、光を伝送信号として用いた場合には、全2重通信ができないという問題が生じていた。以下、この点について説明する。

ここで、図45は、強度変調した光を伝送信号として生体の内外間で通信する通信装置の一例である。体内には、生体機能補助手段201が埋め込まれている。そして、生体機能補助手段201が具備する送信機211は、発光ダイオード

の発光量を制御して強度変調した光 a を出射している。そして、体外制御手段 2 2 2 の受信機 2 2 2 は、生体機能補助手段 2 0 1 の送信機 2 1 1 から出射された光 a を受信する。一方、生体機能補助手段 2 0 1 の受信機 2 1 2 は、体外制御手段 2 0 2 の送信機 2 2 1 から出射され強度変調された光（図示せず）を受信する。

しかし、生体は、散乱の極めて大きい媒質（強散乱媒質）からなっており、体液、細胞、組織などの散乱源によって複雑に構成されているので、生体内を進む光 a は、次々と散乱されて様々な方向へ拡散していく。この結果、図 1 4 に示すように、生体内補助手段の送信機 2 1 1 が出射した光 a の一部は、生体内補助手段 2 0 1 の受信機 2 1 2 にも到達してしまう。この影響で、体内の送信機 2 1 1 または体外の送信機 2 2 1 の一方が光信号を送信している間は、その送信している装置は光信号を受信することができない。すなわち、同時に一方向の通信しかできない半二重通信しかできず、同時に送信および受信の双方向の通信ができる全二重通信を実現することができなかった。

全二重通信は、緊急を要する制御や警告が必要な場合に無くてはならない方式である。例えば、生体機能補助手段が生体の計測データを送信中に環境が変化して、外部から生体機能補助手段に対して緊急に制御を行う必要が生じる場合がある。このとき、全二重通信ができない場合は、生体外装置の送信部から生体内の装置に対して命令やデータを送信しようとしても、先の計測データの送受信が終了するのを待つ必要がある。生体内の装置の制御は、一刻を争うこともあるので、送受信動作の遅れは重大な問題となり、全二重通信が必要となってくる。

また、生体という強散乱媒体を介しての通信では、送信部が出射した光量に対して受信部が受信できる光量は僅かな比率になってしまう。これを補うには、出射する光量を十分大きくしなければならず、大電力が必要となる。生体の外部から生体内への送信では、外部の送信機は電力を豊富に使うことができる。一方、生体内から外部への送信の際には、生体内の装置の使用可能電力量に制限があるため、送信機が電力を大量に消費することは実用上好ましくない。

また、発光ダイオードを光源に用いるた場合は、皮膚を透過する際の減衰が大きいという問題も報告されている（電子情報通信学会、M B E - 9 7 - 5、「レ

ーザダイオードを用いた経皮光テレメトリシステム」井上 雄茂他）。

また、従来より、脈波検出装置の1つとして、橈骨動脈波を検出するものがある。この種の装置においては、橈骨動脈近傍の表皮の圧力の変化を圧力センサを用いて検出し、これにより脈波を測定する。この場合、橈骨動脈上の表皮に置いたセンサに加わる圧力の変化を検出しているため、安定した脈波検出を行うためには、30 mmHg から 80 mmHg の押圧力を加える必要があり、被験者にとって圧迫感が強いという問題があった。

例えば、米国特許NO. 4 9 5 1 6 7 9 に示される発明においては、橈骨動脈の近傍に配置させた圧力センサを腕に対して押圧し、さらに、この押圧力を順次変化させて、検出信号の振幅が最大になる押圧力を検出する。そして、その押圧力において、脈波の検出を行っている。この場合、最適な押圧力を設定することができ、必要以上の圧力がかかることを防止することはできるが、いずれにしても、腕に所定の圧力をかけることには変わりなく、圧迫感が強いという問題は解消しない。

これに対して、強い押圧力を加える必要のない脈波検出装置として、超音波を用いるものや、光（赤外線、レーザ光など）を用いるものがある。超音波の反射波を用いる脈波検出装置にあっては、超音波を出射するプローブを被検者の腕の外側方向より当て、動脈血管などで反射した超音波をそのプローブで受信して脈波の測定を行う。

一方、光を用いて脈波を検出する脈波検出装置においては、例えば、発光ダイオードから体内に向けて光を送出し、その反射光（皮下組織などによる反射光）の光量を検出する。この場合、発光ダイオードから放射された光の一部は、血管内のヘモグロビンに吸収されるため、その反射光量は血管内の血液容量に関係したものとなり、脈波として検出される。

ところで、超音波を用いた従来の脈波検出装置では、超音波を送波および受波するプローブと血流のなす角度に応じて反射波の検出値が変化する。そして、プローブの操作においては、血流に対し一定角度を維持するのが難しく、安定した脈波の測定が困難であった。例えば、プローブを被験者の腕の掌側に当てた場合は、そのプローブの位置が動脈血管に対して数ミリずれただけで、脈波の検出が

困難となってしまう。また、そのプローブを被験者の腕の背側に当てた場合は、脈波の検出に必要なS/Nを確保することができない。

また、レーザや発光ダイオードを用いる装置においても、その反射光のもつ波長、位相または偏光度などの属性が自然光や各種照明光のもつ属性と区別し難いことなどにより、自然光や各種照明光などの影響を受け易く、正確で安定した脈波の検出が困難であるという問題があった。

例えば、従来より、散乱媒体に対して光（電磁波）を照射する一方、その反射光を受光素子が検出して、当該散乱媒体の流量の時間的変化などを検出する方法が知られている。ここで、散乱媒体とは、照射した光が散乱する性質を有する物質を意味し、微粒子が混合された液体・流体のみならず、人体のような生体なども該当する。ここで、生体について考慮した場合、当該生体に対して光を照射し、その反射光を受光素子が検出することで、当該生体に関する情報、例えば、脈波の情報などが得られる。特に、この方法では、脈波を非侵襲により検出できる点において、その意義は大きい。

ところで、散乱媒体に対して光を照射し、その反射光を検出して、当該散乱媒体に関する情報を得る方法において、受光素子が、反射光の成分のみならず、外光成分も含めて検出してしまうと、当該散乱媒体に関する情報が正確に得られなくなる。したがって、この方法において重要な技術は、外光の影響をいかに少なくするか、という点である。外光には、一般に太陽光のように極めて強い強度を有するものや、蛍光灯のように強度が商用周波数で変調されたものなどがあるが、外光の強度が一定でも、受光素子が移動すれば、当該受光素子が検出する外光成分の強度も変化する点に留意する必要がある。

ここで、散乱媒体に照射する光量を外光による影響を無視できるほどに強くすれば、この問題は一見解決されるかのように思われる。しかし、光量を強くすることは、光を照射する発光素子（光源）の特性や、その消費電力、さらに、生体に関する情報を得る場合にあっては、生体に与える安全性についてまで考慮すると、現実的ではない。したがって、照射する光量には上限があることを前提にして、以下、この問題を検討しなければならない。

このような前提を踏まえて、外光の影響を少なくするには、第1に、フィルタ

を用いて、受光素子が検出する光のうち不要な波長成分を除去することが考えられる。ここで、半導体レーザを用いれば、狭い波長帯域の光を照射することができるので、この波長帯域のみの光を透過させるガラスフィルタを受光素子の前に配置すれば、原理的には外光による影響を少なくできる。

また、外光の影響を少なくするには、第2に、用いる光の波長を、散乱媒体の性質を考慮して、外光の影響を受けにくい帯域に選択することが考えられる。例えば、生体は、赤色領域の光を透過しやすいが、短波長、すなわち青色領域の光を吸収しやすい、という性質を有する。そこで、生体に関する情報を得る場合には、光源として青色LEDを用いるとともに、受光素子として青色領域に感度を有するGaP、GaAsを用いたフォトダイオードを用いることで、外光による影響を少なくすることができる。

しかしながら、ガラスフィルタを用いる第1の方法では、次のような欠点があった。すなわち、吸収型フィルタでは、半導体レーザの波長帯域のみを透過させるような急峻な特性を実現することができず、また、干渉フィルタでは、当該特性を実現することができるが、一般にその製造コストは高くつく。さらに、透過波長帯域特性を、使用する半導体レーザに合わせる必要があるため、コストの上昇が著しくなるという欠点があった。

一方、光の波長を外光の影響を受けにくい帯域に選択する第2の方法では、選択した帯域の波長によっては、適切な光源および受光素子が必ずしも存在しない、という欠点があった。例えば、生体に関する情報を得る場合、青色LEDと青色領域に感度を有するフォトダイオードとを用いることになるが、一般にこれらのデバイスは、高価という欠点だけでなく、消費電力が大きく、光電流変換効率が低いといった欠点を有する。また、生体に関して青色の光が吸収されやすいということは、外光による影響を少なくする点においてはプラスに作用するが、皮化の深部まで到達しにくいという点においてはマイナスに作用する。このため、生体の皮化深部に関する情報を得ようとすれば、必然的に大きな光量を必要とすることになり、上述した前提に反してしまうことになる。

また、生体に関する情報を得る場合においては、当該生体が運動すると、その運動成分が重畳されるため、そのままでは正確に生体に関する情報を得ることが

できないという点や、気温が低いと、体表面にある毛細血管が収縮して、検出感度が著しく低下するという点など、特有の問題点もある。

発明の開示

本発明は、このような背景の下になされたものであり、人体などの強散乱媒体の内と外で通信を行う際に、減衰が少なく、また、全二重通信をすることができる偏光通信装置、送信機、面発光レーザおよび生体用偏光通信装置を提供することを目的とする。

そこで、上述した課題を解決するために本発明に係る偏光通信装置は、レーザ光の偏光面を変調して伝送信号として出射する送信機と、所定の偏光状態の光を選択的に受光する受光手段を有する受信機とを有することを特徴とする。ここで、前記送信機および受信機のうちの一つを強散乱媒体内に配置することで、生体等の強散乱媒体の内外間で通信を行うのが好ましい。また、前記受信機を強散乱媒体内に配置するとともに、前記送信機を前記強散乱媒体の外に配置することで、強散乱媒体外から強散乱媒体内への一方向の通信に本偏光通信装置を適用してもよい。また、強散乱媒体内には前記送信機および前記受信機からなる体内送受信装置を配置し、強散乱媒体の外には、前記送信機および前記受信機からなる体外送受信装置を配置することが好ましい。このように、強散乱媒体の内外に2組の送受信機を配置することで、全二重通信を行う。

これらにより、本発明においては、伝送信号として偏光変調方式を用いているので、強散乱媒体を介して全二重通信を行っても2組の伝送信号が相互に干渉することがない。それは、強散乱媒体中において強度に散乱した光は偏光状態を維持しないという性質などによるものである。

本発明に係る偏光通信装置は、強散乱媒体内には、前記送信機と、受光量に応じた信号を出力する受光量検出手段を有する光量受信機とからなる体内送受信装置を配置し、前記強散乱媒体の外には、発光量を変調して伝送信号として出射する光強度送信機と、前記受信機とをからなる体外送受信装置を配置し、前記体内送受信装置と前記体外送受信装置との間で全二重通信をすることが好ましい。こ

れは、一方の通信を偏光変調方式の通信とし、他方の通信を光強度変調方式の通信とすることは、送信電力の低減化に有効であるからである。また、強散乱媒体内には、発光量を変調して伝送信号として出射する光強度送信機と、前記受信機とをからなる体内送受信装置を配置し、前記強散乱媒体の外には、前記送信機と、受光量に応じた信号を出力する受光量検出手段を有する光量受信機とからなる体外送受信装置を配置し、前記体内送受信装置と前記体外送受信装置との間で全二重通信をすることもできる。

本発明に係る偏光通信装置は、前記送信機が、異なる偏光方向を持つ面発光レーザ素子を同一半導体基板上に複数生成した発光手段と、前記面発光レーザ素子を選択的に給電する駆動手段とを有することが好ましい。これにより、体内等に埋め込む送受信機を極めて小型にすることができるとともに、その消費電力を低減することができる。同様な理由で、前記光強度送信機としては、面発光レーザを光源とすることが好ましい。

本発明に係る偏光通信装置は、前記送信機が、通常の通信では前記発光手段における複数の面発光レーザのうちの一部の面発光レーザのみを前記駆動手段が駆動し、前記駆動手段が駆動している面発光レーザが所望の状態ではなくなったときは、前記通常の通信では使用していない前記発光手段における面発光レーザを前記駆動手段が駆動することが好ましい。すなわち、光源となる面発光レーザを同一半導体基板上等に複数設け、そのうちの一部を予備の光源とするものである。これにより、体内等に埋め込む送受信機の信頼性を向上させることができ、その修理の必要性を低減できる。

本発明に係る偏光通信装置は、異なる偏光方向を持つ複数の面発光レーザ素子を同一半導体基板上に生成したものを光源とすることが好ましい。これにより、偏光変調方式の送信機を極めて小型にすることができ、その送信機の消費電力を低減することができる。ここで、その複数の面発光レーザ素子を送信信号に対応させて選択的に給電することで、レーザ光の偏光面を変調して伝送信号とすることが好ましい。

本発明に係る生体用偏光通信装置は、生体内に設けられ、レーザ光の偏光面を変調して伝送信号として出射する生体埋込型送信機と、前記生体外に設けられ、

所定の偏光状態の光を選択的に受光する受光手段、前記受光手段の受光信号に対応した表示を行う表示部、および前記受光手段が前記生体埋込型送信機の出射光を受光するように前記受光手段を前記生体に固定する装着手段を有する生体装着型受信機とを具備することを特徴とする。

本発明に係る生体用偏光通信装置は、前記生体埋込型送信機内に設けられ、所定の偏光状態の光を選択的に受光する第2受光手段と、前記生体装着型受信機内に設けられ前記第2受光手段に対して、レーザ光の偏光面を変調して伝送信号として出射する第2送信機とを具備し、前記生体埋込型送信機と前記生体装着型受信機との間で全2重通信を行うことが好ましい。

以上説明したように、本発明によれば、外乱光または光無線機どうしの干渉などの影響を回避でき、さらに、強散乱媒体の内外間で全二重通信をすることができる。また、本実施形態においては、レーザ光を用いているので、測定光が皮膚を透過する際の減衰が少ないという利点がある。

また、本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであり、操作者の熟練度や外光などの影響を受けず正確で安定した脈波を検出することができる脈波検出装置を提供することを目的としている。

上述した課題を解決するために、本発明に係る脈波検出装置は、所定の波動を出射する送信手段と、前記送信手段が出射した波動を受信して信号として出力する受信手段と、前記受信手段の受信状態に基づき、前記波動の伝送路と生体の動脈血管断面の位置関係を測定する伝送路測定手段と、前記伝送路測定手段の測定結果を告知する告知手段とを具備し、前記受信手段の出力信号に基づいて脈波の検出を行うことを特徴とする。また、前記伝送路測定手段の測定結果に基づき前記受信状態が良くなる方向に、前記受信手段と前記送信手段の相対位置関係を変更する位置変更手段を具備することが好ましい。

また、本発明に係る脈波検出装置は、所定の波動を出射する送信手段と、前記送信手段が出射した波動を受信して信号として出力する受信手段と、前記受信手段の受信状態に基づき、前記波動の伝送路と生体の動脈血管断面の位置関係を測定する伝送路測定手段と、前記伝送路測定手段の測定結果に基づき、前記受信状態が良くなる方向に前記受信手段と前記送信手段の相対位置関係を変更する位置

変更手段を具備し、前記受信手段の出力信号に基づいて脈波の検出を行うことを特徴とする。また、脈波の測定対象となる生体の体動成分を検出する体動成分検出手段を有し、前記受信手段が受信した波動から前記体動成分検出手段が検出した体動成分を除去して脈波を検出することが好ましい。また、前記波動は光であることが好ましい。また、前記波動は、レーザー光であることが好ましい。さらに、前記波動は偏光したレーザー光であることが好ましい。

また、検出対象となる生体に装着される環状の装着部材を有し、前記送信手段および前記受信手段は前記装着部に装着されることが好ましい。また、前記装着部材は腕に巻回される形態であり、前記伝送路が前記腕の断面における橈骨と尺骨の間を通過するように、前記送信手段と受信手段の位置および波動の出射方向が設定されていることが好ましい。

以上説明したように、本発明によれば、被検出者の体の動き、操作者の熟練度または外乱光などの影響を受けずに安定かつ高精度に脈波の検出ができる。

また、本発明は上述した問題に鑑みてなされたもので、光共振を利用した受光素子と偏光とを利用して、外光による影響を少なくした反射光検出器およびその検出器を用いた脈波検出装置を提供することを目的としている。

上述した課題を解決するために、本発明の反射光検出器は、散乱媒体に対して光（電磁波）を発する発光手段と、前記発光手段により発せられる光を偏光化させる第1の偏光化手段と、偏光化された光のうち前記散乱媒体による反射光を入射して、特定方向の偏光成分を通過させる第2の偏光化手段と、第2の偏光化手段を通過した光を入射する受光手段とを具備し、前記受光手段は、入射した光を共振させる光共振手段と、前記光共振手段により共振された光に応じた信号を出力する出力手段とからなることを特徴としている。

このような構成によれば、発光手段により発せられた光は、第1の偏光化手段により偏光化され、散乱媒体に発せられる。この反射光のうち、特定方向の偏光成分を有するものだけが、第2の偏光化手段を通過して受光手段に入射する。受光手段では、入射した光のうち、光共振手段により特定の波長域だけが選択されて、この光のみに応じた信号が出力手段によって出力される。ここで、発光手段が発する発光波長と、光共振手段の共振波長とを、散乱媒体の性質を考慮して外

光の影響を受けにくい帯域に選択し、かつ、一致させることで、外光の影響を少なくすることが可能となる。

この際、発光手段として、光反射層とその間に介挿された活性層とからなる半導体レーザを用いる一方、受光手段として、光反射層とその間に介挿された空乏層とからなるフォトダイオードを用い、光共振手段を前記光反射層の2層により構成し、出力手段を、前記空乏層に吸収された光量に応じて電流を発生する構成とするとともに、発光手段および受光手段を、同一半導体基板上に形成することにより、発光波長と共振波長とを容易に揃えることができる。さらに、光反射層の厚さを制御することで、両者の波長を任意に設定することもできる。

また、発光側の偏光方向と受光側の偏光側の偏光方向とを、任意に設定することにより、受光する反射光の成分を適切に選択することが可能となる。例えば、両者が同一方向であれば、散乱の強い媒質中でも直接反射光による成分を検出することができるし、両者が互い直交（または逆回り）方向であれば、散乱光による成分を検出することができる。

以上説明したように、本発明によれば、散乱媒体に光を出射し、その反射光を検出する構成において、当該散乱媒体に関する情報を、外光による影響を少なくして取得することが可能となる。

図面の簡単な説明

【図1】 本発明の第1実施形態に係る偏光通信装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】 同第1実施形態に係る偏光通信装置の構成および動作を示すブロック図である。

【図3】 同第1実施形態の変形例に係る偏光通信装置の構成および動作を示すブロック図である。

【図4】 本発明の偏光通信装置に用いる面発光レーザの外観を示す斜視図である。

【図5】 図4に示す面発光レーザの断面図である。

【図 6】 図 4 に示す面発光レーザにおける偏光方向の光出力と注入電流との関係を示す特性図である。

【図 7】 光共振器の形状を長方形とする面発光型半導体レーザの概要を示す斜視図である。

【図 8】 本発明の偏光通信装置に用いる他の面発光レーザの外観を示す平面図と断面図である。

【図 9】 図 8 に示す面発光レーザの駆動回路を示す回路図である。

【図 10】 本発明の偏光通信装置に用いる面発光レーザの他の駆動回路を示す回路図である。

【図 11】 本発明の偏光通信装置における送信機の実例を示す回路図である。

【図 12】 本発明の偏光通信装置を腕時計に組み合わせた形態を示す斜視図である。

【図 13】 本発明の偏光通信装置をネックレスに組み合わせた形態を示す斜視図である。

【図 14】 本発明の偏光通信装置を眼鏡に組み合わせた形態を示す斜視図である。

6 0 8 5 3

【図 15】 この発明の第 5 実施形態の基本的構成を示すブロック図である。

【図 16】 第 5 実施形態の外観を示す斜視図である。

【図 17】 第 5 実施形態の装着状態を示す斜視図である。

【図 18】 第 5 実施形態の装着状態における断面図である。

【図 19】 体内を進む偏光レーザ光の状態を説明するための説明図である。

【図 20】 この発明の第 6 実施形態の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 21】 第 6 実施形態で用いる受信位置制御部 10 の外観を示す正面図である。

- 【図 2 2】 第 6 実施形態の装着状態における断面図である。
- 【図 2 3】 受信位置制御部 1 0 の他の構成例を示す断面図である。
- 【図 2 4】 第 6 実施形態の変形例の構成を示す断面図である。
- 【図 2 5】 第 7 実施形態の概略構成を示す平面図である。
- 【図 2 6】 第 7 実施形態の装着状態を説明するための斜視図である。
- 【図 2 7】 波動として超音波を用いた場合の変形例を示す断面図である。
- 【図 2 8】 受信位置制御部 1 0 の他の例を示すブロック図である。
- 【図 2 9】 図 1 7 に示す受信位置制御部 1 0 の制御回路を示すブロック図である。

【図 3 0】 光電反射型の脈派検出装置を腕に装着状態での断面図である。

【図 3 1】 動脈および静脈を示す人体図である。

6 0 8 8 2

【図 3 2】 (a) は、本発明の第 8 実施形態にかかる反射光検出器であって、直接反射光成分を検出する場合の構成を示す概略構成図であり、(b) は、散乱光成分を検出する場合の概略構成図である。

【図 3 3】 (a) は、本発明の受光素子として最適なフォトダイオードの構成を示す側断面図であり、(b) は、出力を取り出すための電氣的回路である。

【図 3 4】 (a) ~ (d) は、それぞれ同フォトダイオードの光学的特性を説明するための図である。

【図 3 5】 本発明の発光素子として最適な半導体レーザの構成を示す側断面図である。

【図 3 6】 フォトダイオードと半導体レーザとを同一ウェハ上に形成した場合の構成を示す側断面図である。

【図 3 7】 第 8 実施形態において、外光成分をキャンセルするための構成を示すブロック図である。

【図 3 8】 本発明の第 9 実施形態にかかる反射光検出器の構成を示す概略構成図である。

【図 3 9】 (a) および (b) は、本発明の第 1 0 実施形態にかかる反射

光検出器の構成を示す概略構成図である。

【図 4 0】 同第 1 0 実施形態における処理回路の構成を示すブロック図である。

【図 4 1】 本発明の第 1 1 実施形態にかかる脈波検出装置の概略構成図である。

【図 4 2】 同第 1 1 実施形態におけるセンサユニットの構成を示す側断面図である。

【図 4 3】 同センサユニットを指に装着した場合を示す図である。

【図 4 4】 同第 1 1 実施形態における電氣的構成を示すブロック図である。

【図 4 5】 従来の通信装置の構成および動作を示すブロック図である。

【図 4 6】 従来の通信装置の全体構成を示すブロック図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して、この発明の実施形態について説明する。

A：第 1 実施形態

(1) 構成

図 1 は、本第 1 実施形態に係る偏光通信装置の全体構成を示すブロック図である。ここで、生体機能補助手段 1 は、ペースメーカー、人工臓器またはインシュリンポンプなど生体の機能を補助する装置であり、体内に埋め込まれる物である。また、生体機能補助手段 1 は、体内に埋め込まれてその体内における病変部位を継続的に監視する物であって、各種センサを有して体内の状態を検知する物としてもよい。生体機能補助手段 1 は、体外制御手段 2 と通信するための送信機 1 1 および受信機 1 2 を備えている。ここで、体内とは、例えば人体の内部をいうが、動物の生体内などの他、光を強度に散乱させる強散乱媒体の内部としてもよい。

一方、体外制御手段 2 は、体内に埋め込まれている生体機能補助手段 1 を体外から制御するものであり、例えば、コンピュータなどが該当する。また、体外制

御手段 2 は、生体機能補助手段 1 が検出した体内情報を体外において受け取り、その体内情報を表示および蓄積する。そして、体外制御手段 2 は、生体機能補助手段 1 と通信するための送信機 2 1 および受信機 2 2 を備えている。

送信機 1 1、2 1 は、レーザ光の偏光面を変調して伝送信号として出射する。受信機 1 2、2 2 は、所定の偏光状態の光を選択的に受光する受光手段を備えている。そして、受信機 1 2、2 2 は、それぞれ受光した光の偏光状態（偏光角または楕円率）に対応した電気信号を出力する。

ここで、偏光面の変調について説明する。偏光には、例えば、直線偏光や、右回り、左回りの円、楕円の偏光があるが、偏光面の変調は、偏光の状態を変調信号に応じて変化させることによって行われる。例えば、直線偏光を用いるとすれば、直交した直線偏光をそれぞれ“1”信号、“0”信号に対応させて、偏光面を切り替えて変調を行う。また、仮に、右回りと左回りの円偏光の組を用いるとすれば、“1”信号と“0”信号に応じて、偏光方向を切り替えるように変調を行う。受信側では、いずれの方向に偏光されているかを検出することによって復調を行う。

また、一般的な半導体レーザーは、直線偏光しか出射できないが、4分の1波長板を使って、直線偏光を円偏光に変換することができる。すなわち、直線偏光の光軸に対し45度傾けた位置に4分の1波長板を配置し、直線偏光の方位を切り替えることにより、右回り、または左回りの円偏光を発生することができる。さらに、垂直共振型面発光半導体レーザー（以下、面発光レーザーという）では、4分の1波長板を使わずとも偏光面の変調ができる。なお、面発光レーザーについては、後に詳述する。

また、受信する場合には、送信のときとは逆の過程となるように、4分の1波長板を用いて、円偏光を2つの軸の直線偏光に変換し、各軸の偏光成分の大きさを検出することで復調を行うことができる。一例をあげれば、4分の1波長板の光学軸から±45度傾いた位置に、それぞれX軸、Y軸を定め、X軸に平行な偏光成分を反射し、Y軸に平行な偏光成分を透過するような偏光ビームスプリッタを設け、これにより分離された偏光成分を検出する光検出器を設ければよい。そして、それぞれの光検出器の出力を差動増幅器に入力すれば、偏光が変調された

成分のみを増幅して、無偏光の外乱の影響による同相成分を除去することができ、これによって良好なS/N比の信号を得ることができる。

(2) 動作

次に、本偏光通信装置の主要動作について図1を参照して説明する。まず、送信機11および送信機21が出射するレーザ光S1、S2は、ともに偏光面を変調したレーザ光であって光強度は一定である。外乱光N1は、本偏光通信装置の近辺に配置された通信装置や蛍光灯が出射した光である。また、その外乱光N1には、太陽光のような直流光、既存技術によって強度変調された光が含まれている。そして、受信機22が送信機11が出射したレーザ光S1および外乱光N1を受光したとする。この場合において、外乱光N1は強度変調された無偏光であるので、受信機22にこの無偏光の外乱光が入射しても受信機22の受光面における偏光状態の交流成分には影響を与えない。すなわち、受信機22に無偏光の外乱光が入射しても受信機22の受光面における偏光状態には影響を与えない。これらの動作は、受信機12がレーザ光S2および外乱光N2を受光した場合も同じである。

(本実施形態の効果)

以上の動作により、本偏光通信装置は、偏光面を変調した光を伝送信号としているので、既存の光通信装置などが発する光強度変調された光の影響を受けにくく、より安全な生体内外間通信を実現することができる。また、逆に本偏光通信装置の近辺に既存の光強度変調方式の通信装置があったとしても、本偏光通信装置の発する光は、既存の通信装置に影響を与えることがない。

また、上述の例では、体外にある体外制御手段2と体内にある生体機能補助手段1との間で双方向に通信を行う形態について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、体外にある体外制御手段2から体内にある生体機能補助手段1への一方向のみの通信に本発明の偏光通信装置を適用してもよい。

このような、適用例の一例として、例えば、生体機能補助手段1に心臓ペースメーカを適用することができる。この場合、本実施形態の生体機能補助手段1としての心臓ペースメーカは、体外制御手段2の送信機21から所定の信号を受けるとように構成する。このようにすることで、例えば、整調パルスを発生させるタ

イミングを微調整するの制御を外部から行うことができる。なお、フィードバック制御を行いたい場合には、例えば、ペースメーカ装着者の呼吸状態、動脈を流れる血液の移動状態、心拍数または心電などを別のセンサで観測し、その観測内容に基づいて心臓ペースメーカに対する制御状態を変化させればよい。

このように、心臓ペースメーカなどの生体機能補助手段に対し、偏光状態を変調した光を伝送信号として用いることにより、電波、各種照明光および自然光などの影響をほとんど受けず、より安全かつ高い信頼性を達成することができる。

B：第2実施形態

(1) 構成

図2は、本実施形態に係る偏光通信装置の構成および動作を示すブロック図である。本偏光通信装置は、第1実施形態の偏光通信装置と同様に偏光状態を変調した光を伝送信号としているが、生体機能補助手段1と体外制御手段2との間で全二重通信をする装置である点で第1実施形態の偏光通信装置と異なる。

本偏光通信装置において図1に示す装置と異なる構成は、生体機能補助手段1が体内送受信制御手段3を具備し、体外制御手段2が体外送受信制御手段4を具備している点である。その他の構成は図1に示す偏光通信装置と同様である。体内送受信制御手段3は、送信機11および受信機12の動作を制御する。体外送受信制御手段4は、送信機21および受信機22の動作を制御する。

そして、体内送受信制御手段3および体外送受信制御手段4は、相互に協調して動作し、送信機11と受信機22、送信機21と受信機12の2組の通信経路を同時に使用して全二重通信を行う。

(2) 動作

次に、本偏光通信装置の具体的動作について図2を参照して説明する。まず、送信機11、21は、偏光面を変調したレーザ光を出射する。ここで、送信機11、12が出射したレーザ光のうちで、体内において散乱を受けなかった光および散乱角の小さい（散乱の度合いの小さい）光b1、b2は、偏光状態を維持して受信機22、12にそれぞれ到達する。この様な直進する光と看做することができる光を準直進光と称する。

一方、送信機11、21が出射したレーザ光のうちで、体内の強散乱物質によ

って強度の散乱を受けた光 a も受信機 1 2、2 2 に到達してしまう。このため、光強度変調信号を伝送信号として全二重通信しようとするれば、受信機において、体外から体内へ出射した光信号に、体内から体外へ出射された光信号の一部が加わってしまう。なお、体内から体外へ出射した光信号についても同様である。

しかし、強度の散乱を受けた光 a は、偏光状態を維持しないという性質がある。すなわち、本光通信装置における送信機 1 1 が出射したレーザ光のうちで、強度の散乱を受けた光 a は偏光状態を維持していない無偏光である。したがって、その無偏光が受信機 1 2 に入射しても、受信機 1 2 の受信状態および復調機能に及ぶ影響は小さい。一方、送信機 1 1 が出射したレーザ光のうちで、体内において散乱を受けなかった光および散乱角の小さい光 b 1 は偏光状態を維持して受信機 2 2 に到達する。この現象は、送信機 2 1 から受信機 1 2 へ出射されたレーザ光 b 2 の場合も同じである。

これらにより、本偏光通信装置では、生体の内外間において送信機 1 1 および送信機 2 1 が同時に送信信号を出射しても、その出射光および散乱光は出射側の受信機に影響を与えないので、生体の内外間において 2 組の通信経路でそれぞれ送受信を同時に行う全二重通信を実現することができる。

したがって、本偏光通信装置によれば、生体の内外間で全二重通信ができるので、例えば生体機能補助手段 1 が生体の計測データを送信機 1 1 が送信中に環境が変化して、体外制御手段 2 から生体機能補助手段 1 に対して緊急に制御を行う必要が生じた場合でも、その緊急の制御を送信機 2 1 および受信機 1 2 を用いて迅速に実行することができる。すなわち、本偏光通信装置によれば、全二重通信ができるので、体外制御手段 2 送信機 2 1 から生体機能補助手段 1 に対して命令やデータを送信しようとした時に、その時に実行中の計測データ等の送受信が終了するのを待つ必要がなく、一刻を争う生体外通信に対処することができる。

さらに、本偏光通信装置によれば、2 組の伝送経路の送信信号が相互に干渉しないので、送信機 1 1 と受信機 1 2 との配置間隔を極めて小さくすることができ、生体内に埋め込まれる生体機能補助手段 1 の外形が大きくなることを防ぐことができる。

B-1 : 変形例

生体などの強散乱媒体の内外間において全二重通信を行うためには、2組の通信路の双方向とも偏光変調方式を用いるのが最も理想的であるが、以下に説明するように、一方向の通信路だけ偏光面変調を使い、他方向の通信路は光の強度を変調した光強度変調を使って全二重通信を実現することができる。

(1) 構成

図3は、本変形例に係る偏光通信装置を示すブロック図である。本装置における図2に示す偏光通信装置と異なる構成は、送信機11に対応する送信機11aが光の強度（発光量）を変調して送信信号として出射している点と、受信機22aが受光した光の強度（受光量）を受信信号としている点である。その他の構成は、図2に示す偏光通信装置と同様である。

(2) 動作

次に、本偏光通信装置の動作について図3を参照して説明する。動作の概要としては、偏光面変調をしたレーザ光b2を体外から体内への通信に用いる。そして、強度変調をした光b11を体内から体外への通信に用いる。

まず、偏光面変調されて送信機21から出射されたレーザ光における準直進光b2は、出射時の偏光面を保存した状態で受信機12に到達する。また、送信機21から偏光面変調されて出射されたレーザ光のうち体内で強度に散乱した成分光a2、a3は、無偏光の光となり、上述の受信機12には、この光a3も入射される。さらに、送信機11aが出力する光のうちの体内で散乱した強度変調された無偏光の光a4も受信機12に入射される。しかしながら、光a3、a4は無偏光であるから、受信機12の受信状態、復調機能に与える影響は小さく、受信機12は、光b2に基づいて、良好に復調を行うことができる。つまり、受信機12において、受光した光の偏光状態を差動検出することで、外乱である光a3、a4を同相成分として除去することができる。

一方、強度変調されて送信機11aから出射された光のうち準直進光b11および散乱光a1は、両方とも受信機22aに到達する。ここで、準直進光b11および散乱した成分光a1の両方が同じ信号で光強度変調されてほぼ同時に受信機22aに到達するので、両方とも受信機22aにおける受信信号成分として寄

与しうる。また、送信機 2 1 から出射された光のうちの体内で散乱した成分光 a 2 も受信機 2 2 a に到達するが、この光は光強度変調されていないので、受信機 2 2 a に対しては、単純な直流分として作用するだけであり、容易に除去することができる。

以上の作用により、本偏光通信装置では、2つの伝送路における一方向の通信路だけ偏光面変調を使い、他方向の通信路は光の強度を変調した光強度変調を使って全二重通信を実現することができる。

さらに、本偏光通信装置においては、受信機 2 2 a が受光する光のうち体内で散乱された光 a 1 も準直進光 b 1 1 と同様に受信信号成分となるので、送信信号を効率的に伝送することができ、送信機 1 1 a の消費電力を低減することができる。これは、偏光面変調の場合は、体内において強度に散乱された光は偏光状態を維持しないため、たとえ光 a 3 のように受信機 1 2 に入射しても無偏光成分として除去され、信号成分とならないことと対照的である。すなわち、生体内外間の全二重通信において、体内に埋め込まれた生体機能補助手段 1 がもつ限られた電力を有効に使うためには、体内から体外への通信に光強度変調方式を用いる本実施形態が大きな効果をもつこととなる。

C：送信機の具体例

ここで、本実施形態および前述の第 1 実施形態における送信機 1 1、2 1、1 1 b について説明する。発光素子としては、その光出力を変調できる素子は一般的であるが、偏光状態を変調できる素子はあまり一般的ではない。しかし、このような偏光変調発光素子は単一の素子、あるいは、複数の素子の組み合わせで実現が可能である。この場合、2つの半導体レーザの偏光面を正確に直交させ、さらに、それぞれの半導体レーザの照射範囲が一致するように光軸調整をおこなう必要がある。

例えば、複数の素子を組み合わせるとすれば、レーザ光源から出た光をネマチック液晶を利用した旋光素子で偏光面の向きを変調することが可能である。また、通常の半導体レーザなどの光源とその他の偏光変調素子とを組み合わせることで本発明に係る送信機を実現することができる。ここで、偏光変調素子としては、ファラデー回転子、液晶または電気光学素子などを使うことができる。

また、2つの半導体レーザーを用いて、それぞれの偏光面を直交させて配置し、これらを交互に駆動することによっても偏光を変調できる素子を実現可能である。この場合、2つの半導体レーザーの偏光面を正確に直交させ、さらに、それぞれの半導体レーザーの照射範囲が一致するように光軸調整をおこなう必要がある。

しかし、そのような複数の素子を組み合わせることでは送信機が複雑かつ大型化してしまい、生体機能補助手段1の一部として生体内に埋め込むには不適当なものとなる。また、この場合、液晶の応答速度は通信に利用できるほど高速でないのが欠点である。

一方、通常の半導体レーザーは偏光面が一定の直線偏光を出射するが、構造を工夫することによって偏光面を変調することが可能である。そこで、その例として垂直共振型面発光レーザーについて説明する。

図4は、送信機11、21、11bそれぞれにおける発光手段となる垂直共振器型面発光半導体レーザー（以下、面発光レーザーと称す）の外観を示す斜視図である。面発光レーザーの特徴は、レーザー光73が開口部72から基板71に対して垂直に出射する点である。面発光レーザーは、基板71上にエピタキシャル技術によって形成された半導体層をフォトリソグラフィ技術で加工して作製する。

図5は、面発光レーザーの断面図である。下部電極86、上部電極82から電子または正孔キャリアが注入されると、これらのキャリアは拡散を続け、活性層84に達する。上部電極82から注入されたキャリアが電流狭窄層83によって絞られて、開口部72直下の活性層84に集められる構造がより望ましい。活性層84に到達した電子、正孔は再結合して光を放出する。この光は、下部半導体ミラー85と上部半導体ミラー81とで形成された共振器中を往復する。往復する光は活性層84を通過する際に誘導放出を誘起することによって増幅され、大きな出力の光が共振器中に閉じこめられる。その一部が上部ミラー81を透過して外部にレーザー光73として出射される。

このようにして面発光レーザーは動作するが、図4からもわかるように共振器74の形状はフォトリソグラフィによる加工によって自由に設計することができるため、偏光の制御が可能となる。例えば図4のように断面が円形の共振器74を作製すると、特定の方位ができないためレーザー光73の偏光面の自由度が大きい

。そのため、図6に示すように注入電流量を変化させることによって偏光面を切り替えることができる。図6は光出力の平行方向（ここで平行とは便宜的な方向）の偏光成分31と垂直方向（平行方向に垂直な方向）の偏光成分232との注入電流依存性を示したものである。注入電流が I_{th} 未満では主に平行方向の直線偏光が出射されているが、 I_{th} を越えると垂直方向の直線偏光に切り替わることがわかる。つまり、注入電流を I_{th} の周りで変調することによって直線偏光の偏光面を変調することができる。ここでは、注入電流を変調する例を示したが、他にも、電界や磁界の印加、歪みの付与、偏光の注入などによっても偏光面を変調することができる。このような面発光レーザを直線偏光変調発光素子として用いることによって本実施形態の送信機を実現することができる。

なお、上述の面発光レーザは、送信機11aにおける光強度変調用の光源として用いることもできる。

これらにより、本偏光通信装置は、面発光レーザを送信機の光源とすることで、以下に述べる新たな効果が生ずる。第1の効果としては、送信機の消費電力を低減することができることである。従来から一般に用いられている半導体レーザである端面発光レーザに比べて、面発光レーザが発光に要するしきい電流は小さい。すなわち、わずかな電流を供給することで面発光レーザは発光するので、その消費電力を抑えることができるものである。

第2の効果としては、面発光レーザは非常に指向性の強い円錐または円筒ビームを出射するので、出射光のうち受信機に到達しない無駄となる光を低減でき、低電力での遠距離通信、あるいは高速通信を実現できる。LEDを光源としたのでは、その光放射角が大きく、発光面そのものが大きいのでレンズでコリメートすることは困難である。これに対して面発光レーザは、円錐または円筒状のビームを出射するので、一方向に光強度を集中させることができる。生体という強散乱媒体中ではいずれも散乱され光が拡散するには違いないが、最初から広がった光を入射するのと、細く絞った平行光を入射するのでは、受信機に到達する光の割合は後者の方がはるかに有利である。その結果として、面発光レーザを用いた本偏光通信装置は、低パワーで通信でき消費電力を抑えることができる。

さらに、送信電力すなわち光量または光度と通信速度とはトレードオフの関係

にあるので、送信電力を上げるほど高速の通信が可能となる。したがって、本偏光通信装置は、より高速な通信をすることができる。

第3の効果としては、面発光レーザを用いることで、通信におけるS/N比を改善できる点がある。LEDは波長が100nm以上に渡って広がっているのに対して、面発光レーザの光は1nm以下の広がりにすることが可能である。そして、受信機側に干渉フィルタのような狭帯域のフィルタを使えばS/N比を向上させることができる。

D：第3実施形態

次に、図7に示すように、光共振器の形状を長方形とした場合について説明する。この場合、出射光Bの偏光方向は、長方形の短辺方向に固定化される。このため、偏光変調発光素子は、次のように構成することで実現可能である。すなわち、図8に示すように、図7に示す単体の面発光レーザ素子を半導体基板上に2つ設けた複開口型面発光レーザである。それら2つの面発光レーザ素子はそれぞれ偏光面が異なるレーザ光を出射する。そこで、それら2つの面発光レーザ素子のうちの一つを伝送信号に対応させて選択駆動することで、偏光面を変調したレーザ光を出射する。

具体的には、図8に示す断面が長方形の共振器74a、75bを形成することによって偏光面を所定の一定方向に向けるような制御が可能となる。長方形の共振器74a、75bを形成すると、偏光面は長方形の短辺に平行な方向に固定される。つまり、一つの基板71上に短辺がx軸に平行な長方形共振器74aと短辺がy軸に平行な長方形共振器74bとを隣接させて形成することによってそれぞれx軸に平行な直線偏光14d、y軸に平行な直線偏光15cを得ることができる。これは、単一の開口部から直交した直線偏光を変調して出射する訳ではないが、非常に隣接した開口部72a、72bからそれぞれお互いに直交した直線偏光を出射する構造である。x軸に平行な直線偏光を出射するときには上部電極82aから電流を注入して、y軸に平行な直線偏光を出射するときには上部電極82bから電流を注入すればよい。

図9は、図8に示す2つの面発光レーザ素子をもつ複開口型面発光レーザ101を直線偏光変調発光素子として動作させるための回路を示す回路図である。図

8において、オペアンプOP 1、トランジスタTR 1、抵抗R 1は、可変抵抗VRで設定した電圧に対応する電流をトランジスタTR 1のエミッタから供給する定電流源を構成している。可変抵抗VRで電圧V 1にオペアンプOP 1の+端子が設定されている場合、トランジスタTR 1からは電流 $I_e = (V - V_1) / R_1$ が給電される。

また、トランジスタTR 2、トランジスタTR 3はスイッチング用のトランジスタで、電流 I_e を面発光レーザ素子LDXまたはLDYに切り替える働きをする。トランジスタTR 2、TR 3のベースは、送信2値データ5 1によって、または、インバータINVを通過した反転信号によって駆動される。つまり、TR 2とTR 3は相補的にオン／オフが切り替えられ、一方がオンのときは他方がオフであるような動作をする。そのため、ある時間においては、面発光レーザ素子LDXまたはLDYの一方にだけ電流 I_e が流れる。この面発光レーザ素子LDX、LDYこそ同一基板7 1上に形成した複開口型面発光レーザ1 0 1である。面発光レーザ素子LDXはx軸に平行な直線偏光を、面発光レーザ素子LDYはy軸に平行な直線偏光を出射するものとする、送信2値データ5 1が” 1” のときx軸に平行な直線偏光が、” 0” のときy軸に平行な直線偏光が複開口型面発光レーザ1 0 1から出射されることとなる。

このような複開口型面発光レーザ1 0 1を直線偏光変調発光素子として用いて図9の回路で駆動することによって送信機1 1、2 1、1 1 aを実現することができる。ここで、図8に示すトランジスタTR 1からは定電流を流し、トランジスタTR 2、トランジスタTR 3で電流の経路を変えるこの種の回路構成は高速な変調ができる特徴を持っている。

なお、図7および図8に示す実施形態では、2つの面発光レーザ素子を同一半導体基板上に具備する送信機について説明したが、これと同様にして、複数の面発光レーザを同一半導体基板上に具備する送信機についても実現できる。

上述した偏光通信装置によれば、伝送信号として偏光を用いているので、全二重通信をした場合における2つの伝送信号相互の干渉を防ぐことができる。これは、図1の生体機能補助手段が具備する送信機1 1と受信機1 2とを極めて接近させて配置できることを示している。すなわち、図8に示すような複数の面発光

レーザ素子と図 9 に示すような面発光レーザ駆動回路とを同一半導体基板上に形成することができ、本発明に係る偏光通信装置の外形を極めてコンパクトなものとすることができる。

E：第 4 実施形態

(1) 構成

第 4 実施形態は、図 1 または図 2 における送信機 11、21、11a として、複数の面発光レーザ素子を同一半導体基板上に複数生成したものからなるアレー型面発光レーザ（複開口型面発光レーザ）を用いたものである。本実施形態に係る偏光通信装置は、図 4 および図 5 に示す面発光レーザ素子を同一半導体基板上に複数生成したものを送信機 11、21、11b の光源として用いる。

そして、複数の面発光レーザ素子のうちの幾つかを選択し、これらの面発光レーザ素子を伝送信号に対応させて選択駆動することで、偏光面を変調したレーザ光を出射する。

一方、通常時に駆動していた面発光レーザが所望の状態ではなくなったとき（例えば、故障したとき）は、他の面発光レーザ（予備のレーザ）を駆動して通信を継続する。

(2) 動作

次に、本偏光通信装置の動作について図 1 などを参照して説明する。体内に埋め込んだ生体機能補助手段 1 は、その埋め込んだ状態のままで半永久的に継続して使用することが望ましい。これは、生体機能補助手段 1 の一部である送信機 11、21 などにも要求されることである。

一方、図 4 などに示す面発光レーザは、複数の当該面発光レーザを半導体基板の 1 チップ上に形成することができ、その各面発光レーザの間隔を非常に短くして（例えば、40 から 50 マイクロメータ）配置することができる。そして、その複数の面発光レーザのうちの一部を予備の光源とする。そして、通信に用いている面発光レーザの出力が低下したり壊れた場合は、予備の面発光レーザに切り替えることで、その修理をしなくとも継続した通信が可能となる。

さらに、通信速度を上げたい場合などは、送信機においてより大きな発光量を必要とする。これに対しては、複数の面発光レーザを同時に変調して駆動するこ

とにより、発光量を増大させて通信速度を向上させることもできる。

図 11 は、本実施形態に係る偏光通信装置の送信機 110 の構成例を示すブロック図である。複数の面発光レーザ素子 115 a、115 b、115 z は、CPU 111 の出力信号 O1、O2 に基づいて駆動される。ここで、出力信号 O1 は、供給電流量を制御する信号であり、出力信号 O2 は駆動させる面発光レーザ素子を選択する信号である。そして、出力信号 O1 は、D/A コンバータ 112 でアナログ量に変換される。マルチプレクサ 113 では、D/A コンバータ 112 の出力信号を入力して、出力信号 O2 が特定する面発光レーザ素子に出力する。ここで、マルチプレクサ 113 の出力信号は、増幅器 114 によって増幅されて面発光レーザ素子の駆動電流となる。

一方、各面発光レーザ素子 115 a、115 b、115 c の近辺には、それぞれフォトダイオード 116 a、116 b、116 c が設けてある。そして、現在、光通信の光源として駆動されている面発光レーザ素子の発光量を検出する。その発光量は、マルチプレクサ 117、サンプル&ホールド回路 118 および A/D コンバータ 119 を介して、CPU 111 に入力される。また、CPU 111 は、光通信の相手方である体外の受信機 121 における受信信号の振幅値を、送信機 122 および受信機 123 を介して入力する。

そして、CPU 111 は、出力信号 O1 の値と、現在駆動中の面発光レーザ素子の発光量と、通信相手方の受信信号の振幅値とに基づいて、現在駆動中の面発光レーザの動作に異常がないか否かを判断する。ここで、例えば、出力信号 O1 の値に比べてその発光量または受信信号振幅が小さいときは、その面発光レーザが故障したと、CPU 111 は判断する。そして、CPU 111 は、出力信号 O2 を変更して、現在駆動している面発光レーザ素子への給電を停止し、他の面発光レーザ素子へ給電して光源となる面発光レーザ素子を切り替える。

そして、上述の送信機 110 の構成要素となる全ての電子部品は、同一半導体基板上に設けてあることが好ましい。これにより、上述の送信機 110 を極めてコンパクトな形状にすることができる。

これらにより本偏光通信装置によれば、送信機 11、21 などの故障の発生を抑えることができるので、より安全に長期間連続使用することができる生体内外

間の通信装置を提供することができる。また、複数の面発光レーザを光源とすることで、通信速度を向上させることもできる。

(変形例)

図10は、複数の面発光レーザ素子をもつ複開口型面発光レーザを駆動する回路の一例を示す回路図である。データ出力源91は、送信機11などから送出する伝送信号の基となる信号を出力する。スイッチ制御手段93は、プログラマブル・スイッチアレイ92における出力端子S1～S8のうち活性状態とする出力端子を選択する信号を出力する。プログラマブル・スイッチアレイ92は、データ出力源91から受けた信号をスイッチ制御手段93で選択された出力端子から出力する。面発光レーザ94は、複数の面発光レーザ素子94a～94hからなっている。トランジスタ97a～97hは、プログラマブル・スイッチアレイの出力端子S1～S8からそれぞれ出力される電流でオン／オフし、それぞれ面発光レーザ素子94a～94hに電流を供給する。

これらにより、本回路によれば、スイッチ制御手段93が選択する面発光レーザ素子についてのみ駆動電流を供給することができ、複数の面発光レーザ素子のうちから光源となる面発光レーザ素子を任意に選ぶことができる。ここで、スイッチ制御手段93の動作は生体外にある送信機21の送信信号で制御することができるので、生体外から生体内送信機の光源となる面発光素子を任意に選択することができる。

F：その他の実施形態

以下では、本発明に係る偏光通信装置を携帯機器と組み合わせた実施形態について説明する。なお、実際には以下に説明する形態に限られるものではなく、その他の日常身の回りにあるものに組み込むことも可能である。

図12は、本発明に係る偏光通信装置の体外制御手段を腕時計と組み合わせた形態を示す斜視図である。この図において、40は腕時計、41は腕時計の本体、42～43は各種の表示を行うための表示部である。また、44～46はボタンであり、表示部42～43の表示内容を変更したり、光源となる面発光レーザ素子を変更したりするときに操作する。さらに、47は送信機、48は受信機であって、腕の中に埋め込まれている生体機能補助手段（図示略）と相互に通信す

るものである。なお、送信機 4 7 および受信機 4 8 は、腕時計の本体 4 1 の裏側に設けてもよい。

送信機 4 7 および受信機 4 8 は取り付け具 4 8 の裏面に取り付けられており、取り付け具 5 0 は時計バンド 4 9 に摺動自在に取り付けられている。そして、ボタン 4 4 が手の甲の中心線上にくるように腕時計 4 0 を手首に装着することで、体内にある生体機能補助手段の送信機と受信機 4 8 が向き合い、生体機能補助手段の受信機と送信機 4 7 が向き合うこととなる。

そして、体内にある生体機能補助手段の送信機および受信機と体外にある送信機 4 7 および受信機 4 8 との位置関係の微調整は、表示部 4 3 に表示された受信機 4 8 における受信状態を装着者が見ながら、取り付け具 5 0 の位置を調整することで行う。また、その微調整は、装着者がボタン 4 6 など进行操作して生体機能補助手段の送信機の光源となる面発光レーザ素子の選択を変更することでも行うこともできる。

図 1 3 は、本発明に係る偏光通信装置の体外制御手段をネックレスと組み合わせた形態を示す斜視図である。この図において、6 1 はセンサパッドであって、たとえばスポンジ状の緩衝材で構成される。センサパッド 6 1 の中には、送信機および受信機からなる送受信装置 6 2 が皮膚面に接触するように取り付けられている。これにより、このネック送受信装置 6 2 が首の後ろ側の皮膚に接触して、首の中に埋め込んである生体内機能補助手段と相互に通信することができる。

また、中空部を有する本体 6 3 には、この偏光通信装置の制御機能部分が組み込まれている。この本体 6 3 はブローチ様の形状をしたケースであって、その前面には例えばグラフィック表示部やボタンが設けられている。また、送受信装置 6 2 と本体 6 3 はそれぞれ鎖 6 7 に取り付けられており、この鎖 6 7 の中に埋め込まれたリード線（図示略）を介して電氣的に接続されている。

図 1 4 は、本発明に係る偏光通信装置の体外制御手段を眼鏡と組み合わせた形態を示す斜視図である。なお、この眼鏡の形態では、使用者に対する告知手段としての表示装置も一緒に組み込まれた構造になっている。

図のように、装置本体は本体 1 7 5 a と本体 1 7 5 b に分かれ、それぞれ別々に眼鏡の蔓 1 7 6 に取り付けられており、これら本体が蔓 1 7 6 内部に埋め込ま

れたリード線を介して互いに電氣的に接続されている。

本体 175a は表示制御回路を内蔵しており、この本体 175a のレンズ 177 側の側面には全面に液晶パネル 178 が取り付けられ、また、該側面の一端には鏡 179 が所定の角度で固定されている。さらに本体 175a には、光源（図示略）を含む液晶パネル 178 の駆動回路と、表示データを作成するための回路が組み込まれている。この光源から発射された光は、液晶パネル 178 を介して鏡 179 で反射されて、眼鏡のレンズ 177 に投射される。また、本体 175b には、装置の主要部が組み込まれており、その上面には各種のボタンが設けられている。なお、これらボタン 180、181 の機能は装置毎に異なる。

一方、レーザ光を送受信する送信機および受信機はパッド 82、83 に内蔵されると共に、パッド 182、183 を耳朶へ固定するようになっている。これらのパッド 182、183 は、本体 175b から引き出されたリード線 184、184 によって電氣的に接続されている。そして、パッド 182、183 を耳朶へ固定することで、その耳朶内に埋め込んである生体内機能手段の送受信機とパッド内の送受信機がそれぞれ向き合うこととなり、相互に通信することができる。

G：第 5 実施形態

次に、上述した面発光レーザを用いて脈波を検出する実施形態について説明する。

(1) 構成

図 15 は、この発明の第 5 実施形態の基本的な構成を示す機能ブロック図である。この図において、141 はレーザ光を照射する送信部であり、光源としてレーザ光の偏光面を変調して出力するものが用いられる。142 は受信部であり、所定の偏光状態の光を選択的に受光する偏光フィルタと受光素子を備え、受光した光の偏光状態（偏光角や楕円率）に対応した電気信号を出力する。

ここで、偏光面の変調について簡単に説明する。偏光には、例えば、直線偏光、および右回り、左回りの円や楕円の偏光があるが、偏光面の変調は、偏光の状態を変調信号に応じて変化させることによって行われる。例えば、直線偏光を用いるとすれば、直交した直線偏光をそれぞれ”1”信号、”0”信号に対応させて、偏光面を切り替えて変調を行う。また、仮に、右回りと左回りの円偏光の組

を用いるとすれば、“1”信号と“0”信号に応じて、偏光方向を切り替えるように変調を行う。受信側では、いずれの方向に偏光されているかを偏光フィルタなどで弁別することによって復調を行う。

また、一般的な半導体レーザーは、直線偏光しか出射できないが、4分の1波長板を使って、直線偏光を円偏光に変換することができる。すなわち、直線偏光の光軸に対し45度傾けた位置に4分の1波長板を配置し、直線偏光の方位を切り替えることにより、右回り、または左回りの円偏光を発生することができる。さらに、垂直共振型面発光半導体レーザーでは、4分の1波長板を使わずとも偏光面の変調ができる。なお、面発光レーザーについては、後に詳述する。

また、受信する場合には、送信のときとは逆の過程となるように、4分の1波長板を用いて、円偏光を2つの軸の直線偏光に変換し、各軸の偏光成分の大きさを検出することで復調を行うことができる。一例をあげれば、4分の1波長板の光学軸から±45度傾いた位置に、それぞれX軸、Y軸を定め、X軸に平行な偏光成分を反射し、Y軸に平行な偏光成分を透過するような偏光ビームスプリッタを設け、これにより分離された偏光成分を検出する光検出器を設ければよい。そして、それぞれの光検出器の出力を差動増幅器に入力すれば、偏光が変調された成分のみを増幅して、無偏光の外乱の影響による同相成分を除去することができ、これによって良好なS/N比の信号を得ることができる。

次に、図15に示す143は伝送路測定手段であり、受信部142の受信信号の強さ（振幅）を検出し、その検出結果を表示部（告知手段）144に出力する。表示部144は、液晶ドット表示器によって構成されており、種々の表示を行うとともに、伝送路測定手段143の検出結果を表示する。この実施形態の場合、表示部144は、伝送路測定手段143の測定結果を数値で表示するが、円グラフや長さが変わるバーなどのグラフィカルな表示形態によって表示を行うようにしてもよい。要は、伝送路測定手段143の検出結果を操作者に告知できればよい。

図15に示す符号145は、脈波検出回路であり、受信部142の出力信号から脈波成分を抽出して脈波信号として出力する。脈波検出回路145は、例えば所定のフィルタ回路など介して脈波を抽出することにより、雑音成分を除去し、

S/Nを高める。脈波検出回路145が出力した脈波信号は、表示部144に供給され、ここで、脈波が表示される。なお、脈波検出回路145において高速フーリエ変換を行うことにより、脈波信号のスペクトルを算出した場合には、そのスペクトルも表示部144に表示させる。

次に、図16は、本実施形態の外観を示す斜視図である。この図に示すように、本実施形態は腕時計の形態をとっている。ここで、図16に示す150は本体であり、前述した送信部141、伝送路測定手段143、表示部144および脈波検出回路145を収納している。なお、本体150には、図示せぬ時計ICが設けられており、表示部144は、図16に示すように、時計ICが出力する時刻情報を表示する。また、149は各種操作を行うための操作ボタンであり、例えば、脈波を測定する測定モードと時刻を表示する時計モードの切り替えなどを行う。

前述した送信部141の出射面は本体150の裏面に露出しており、図示の矢印方向にレーザー光を出射する。また、本体150には、一对のバンド146a、146bが取り付けられており、図17に示すように、これらを腕に巻き付け、所定の止め金具152で止めることにより、腕に装着される。147は、バンド146a、146bに沿って移動可能な矩形断面の筒状の摺動体であり、この摺動体147内に受信部2が設けられている。受信部142は、その受光面が送信部1の出射面と対向するように設けられており、送信部141から出射されたレーザー光を受光し得るようになっている。また、受信部142と本体150との間には、図示せぬケーブルが設けられており、これにより、伝送路測定手段143および脈波検出回路145に受信信号が伝達されるようになっている。

ここで、図18は本実施形態が左腕に装着された状態の断面図である。この図に示す状態では、送信部141から出射されたレーザー光は、橈骨動脈血管161を貫いて受信部142に至る。すなわち、図示の状態においては、送信部141から受信部142に至るレーザー光の伝送路L上に橈骨動脈血管161が位置している。この位置関係は、脈波検出には最も適した位置関係である。

ところで、橈骨動脈血管161は、腕断面において橈骨162側に位置している。そして、伝送路Lは、橈骨162を避けた位置に設定する必要がある。以上

の位置関係を考慮して、本実施形態においては、伝送路Lの傾きを、本体150の底面を基準として $60^{\circ} \leq \theta \leq 85^{\circ}$ に設定している。このような傾きを持たせることにより、通常の装着状態においては、橈骨162および尺骨163を避けた位置に伝送路Lが設定される。要は、伝送路Lが橈骨22と尺骨163を避けられるように、送信部141と受信部142の位置、およびレーザ光（波動）の出射方向が設定されればよい。

また、本実施形態においては、後述する作用により、伝送路Lが橈骨動脈161の中心をより正確に貫くように調整できるようになっている。

（２）動作

次に、本実施形態の動作について説明する。まず、バンド146a, 146bを腕に巻き、止め金具152によって固定する。そして、操作ボタン145を操作することによって、測定モードに設定する。この結果、送信部1からレーザ光が出射され、受信部142によって受信される。

ここで、血管を流れる血液は、光を吸収する吸光特性を持っている。これにより、受光部142が受光するレーザ光の光量は、橈骨動脈血管161を流れる血液によって減衰する。この減衰は、レーザ光の一部が血液中のヘモグロビンに吸収されるためである。そして、その減衰量は、その血管におけるレーザ光が貫く部位の血液容量の関数となり、すなわち、橈骨動脈血管161を流れる血液の脈波に対応したものとなる。脈波検出回路145は、受信部142の出力信号から脈波を検出し、それを表示部144に出力する。これにより、操作者は、表示部144に表示された自分の脈波を観測することができる。

また、同時に、受信信号の振幅値が伝送路測定手段143において検出され、その値が表示部144に表示される。操作者は、表示部144の表示を見ながら摺動体147を動かし、振幅値が最大になるよう調整する。この結果、伝送路Lは動脈血管161の中央を通る位置に設定される。このため、受信部142が受信する脈波のS/Nは最大となり、良好な脈波測定が行われる。

また、本実施形態では、橈骨動脈161の断面を貫いた送信部141の出射光を受信部142において受信しているので、橈骨動脈161において反射した光を脈波検出信号とする方式に比べ、体内外の自然光や蛍光灯の光などの影響を受

ける割合が少なく、より正確で安定した脈波の検出をすることができる。

これは、体内における反射光は出射光のもつ属性（波長、位相、偏光度など）を保持していないので、その反射光は体外の自然光や照明光と区別が付きにくい、体内を通過した光は属性を保持しているので他の光との弁別が容易だからである。

また、本実施形態においては、偏光したレーザ光を用いているので、外乱光の影響を極めて小さくすることができる。以下にこの点について説明する。

送信部 1 4 1 が出射した偏光レーザ光は、橈骨動脈 1 6 1 を貫いた後に受信部 1 4 2 に到達するが、受信部 1 4 2 は、所定の偏光状態の光のみを受光する。ここで、図 1 9 に示すように、送信部 1 4 1 が出射した偏光 1 9 1 のうちには、被験者の腕の中（以下、体内 1 9 0 という）で強度に多重散乱をうけてその体内においてランダムな方向へ広がっていく拡散光成分 1 9 2 となるものがある。その拡散光成分 1 9 2 は、出射時の偏光状態を維持しておらず、無偏光となる。一方、送信手段 1 4 1 が出射した偏光のうちには、比較的小さい散乱角をもちながらも前方へ伝搬する近軸前方多重散乱光成分 1 9 3 と、次々に前方散乱を受けながらも最短距離（時間）で直進していく前方多重散乱直進光成分 1 9 4 とがある。近軸前方多重散乱光成分 1 9 3 および前方多重散乱直進光成分 1 9 4 は、出射時の偏光状態を維持する性質をもっている。

そして、その近軸前方多重散乱光成分 1 9 3 および前方多重散乱直進光成分 1 9 4 は、ほぼ直進するので、橈骨動脈血管 1 6 1 を貫いた後に受信部 1 4 2 に到達する。一方、体内において広範囲に拡散した拡散光成分 1 9 2 の一部も受信部 1 4 2 に到達するが、無偏光は受信部 1 4 2 のフィルタで遮断されるので、検出信号とはならない。また、体外の自然光や各種照明の光なども受信部 1 4 2 に到達するが、これらの無偏光も受信部 1 4 2 のフィルタで遮断されるので、検出信号とはならない。

以上のように、本実施形態においては、体内で広範囲に拡散した散乱光や体外から体内に侵入してきた光（自然光、各種照明光等）と検出信号とを弁別することができるので、正確でかつ安定した脈波の検出を行うことができる。

G-1：第5実施形態の変形例

①レーザーの一例

上述した実施形態においては、送信部1の光源として、前述した図4ないし図6で説明した垂直共振器型面発光半導体レーザを用いると好適である。面発光レーザを送信部の光源とすることで、前述した実施形態と同様の効果を得ることができる。

②告知手段の一例

前述のように、本実施形態によれば、表示によって伝送路Lと橈骨動脈161の位置関係を操作者に告知するようにしたが、これに代えて音によって告知するように構成してもよい。すなわち、図15に波線で示すように、伝送路測定手段143の出力信号に基づいて発音を行う発音手段VOを設けてもよい。そして、発音手段においては、例えば、受信信号の振幅に応じて、音量、音高、音色、などの音の属性を変えることによって伝送路Lと動脈血管の位置関係を告知するように構成する。また、音の発音間隔、例えば、ピッピッピという電子音の発音間隔などを変化させることによって告知してもよい。

③伝送路Lの位置判断の態様

本実施形態においては、受信信号の振幅によって、伝送路Lと動脈血管の位置関係を判定したが、これに代えて、周波数、位相などの波動の他の属性を用いて判定してもよい。

④受信部142の位置決め方法の一例

前述のように、本実施形態によれば、表示部144の表示を見ながら、伝送路Lの位置を良好に設定することができるが、腕に装着した際の当初の位置決めにおいても、できるだけ橈骨動脈161付近を貫通するようにした方が好適である。そこで、一応の目安として、バンド146aにマークを付けるとよい。すなわち、図17に示すように、バンド146aに所定の間隔で目盛り13m、13m……を付けておき、摺動体147がどの目盛りの位置のときに伝送路Lが良い位置に達したかを覚えておく。そして、バンド146a、146bを腕に装着した直後に、摺動体147の位置をその目盛り位置に調整する。このようにすれば、測定モードに移行した後の摺動体147の調整量が少なくて済み、測定が迅速に

行える。

H：第6実施形態

(1) 構成

図20は第6実施形態の構成を示すブロック図である。なお、本実施形態は、前述の第5実施形態の構成における摺動体147に代えて、受信位置制御部170を設けたものである。受信位置制御部170は、受信部142を腕の周方向（橈骨動脈に対して直交する方向）に駆動するもので、伝送路測定手段143が出力する受信信号の振幅値が最大になるように、受信部142の位置を制御する。ここで、図21は、受信位置制御部170の外観を示す正面図（皮膚側）であり、図示のようにバンド146bが貫通している。受信位置制御部170の内部は、リニアモータの構成になっており、図示の170bはそのスライダである。スライダ170bには、皮膚側に突出した突出部170cが設けられており、この突出部170cに受信部2が取り付けられている。突出部170cは、溝170aに沿って図面左右方向に1cm程度のストロークで移動自在である。図22は、本実施形態を腕に装着した場合の各部の位置関係の概略を示す説明図であり、図示のように、受信部2が腕の表皮に接している。

(2) 動作

以上の構成において、測定モードが設定されると、伝送路測定手段143からは受信信号の振幅値が出力される。受信位置制御部170は、受信部142を右に1ピッチ移動させ、受信信号の振幅値が大きくなるか否かを判定する。仮に大きくなっていたら、さらに、1ピッチ右に移動させ、振幅値が大きくなるか否かを測定する。以後同様に、右に移動させて行き、振幅値が小さくなったときは、1ピッチ左に戻って移動を終了する。また、当初、右に1ピッチ移動させたときに振幅値が小さくなった場合は、直ちに移動方向を左に変え、上述と同様の動作を行う。

以上の動作の結果、受信部142は、受信振幅が最大になる位置に制御される。すなわち、伝送経路Lが動脈血管を貫く位置に設定される。この場合、本実施形態においては、圧力センサを用いる装置（例えば、米国特許N0.4951679）と異なり、受信部142を表皮に押しつけていないので、受信部142を腕の表皮

に沿って移動させる力は少なく済む。したがって、一般的なりニアモータのトルクで十分にサーボ制御が可能である。また、伝送路Lの幅と動脈血管の径の関係から、受信部142の移動距離は1cm程度あれば、十分に伝送路Lの最適位置を見つけることができる。

H-1：第6実施形態の変形例

①図23に示すように、受信位置駆動部170と皮膚との境界面にレーザ光を透過するフィルムCFを取り付けるようにすると、受信部142の摺動時の抵抗が少なくなるので、受信部142がさらに動き易くなる。

②第2実施形態においては、表示部144における振幅値の表示を省略してもよい。これは、装置がサーボ機構によって自動的に伝送路Lを最適位置にするので、利用者が振幅値をモニタしなくてもよいからである。ただし、表示部144で振幅値を表示すれば、サーボ機構の動作状況を知ることができ、また、仮にサーボ機構が故障した場合には、手動によって受信部142の位置を最適化することができる。

③本実施形態は、受信部142の位置を機械的に移動させたが、これに代えて、図24に示すように、送信部141を腕の周方向に沿って複数設け、これらを順次スキャンするように選択駆動し、受信信号振幅が最も大きく検出されるものを選択するように構成してもよい。

④以上の実施形態および変形例は、受信部142の位置を移動させたが、送信部141を移動（または、複数設けていずれかを選択駆動）するようにしてもよい。要は、送信部141と受信部142の相対的な位置が変わり、これによって、伝送路Lの位置が移動すればよい。

I：第7実施形態

(1) 構成、動作

次に、本発明の第7実施形態について説明する。この第7実施形態は前述した第6実施形態と、電氣的構成が同じであり、機械的な構成のみが相違している。

図25は、第7実施形態の構成を示す平面図である。図において、230はアーチ状の装着部材であり、首232の回りに装着されるようになっている。この装着部材230の内側の一端部と他端部には、送信部141と受信位置制御部1

70が取り付けられ、受信位置制御部170には受信部142が取り付けられている。この図に示す状態においては、送信部141から受信部142に向かう伝送経路Lは、右側の頸動脈231を貫いている。なお、図において、233は首の骨を示している。

また、装着部230は、図26に示すように、洋服のカラーの内側部分に装着できるようになっており、送信部141、受信部142および受信位置制御部170からはコードが引き出され、制御ボックス235に接続されている。制御ボックス235には、伝送路測定手段143、表示部144および脈波検出回路145が設けられている。制御ボックス235は、例えば、洋服のポケットなどに入る大きさに設定されている。

上述した構成によるこの実施形態の動作は、前述した第6実施形態と同様である。

I-1：第7実施形態の変形例

- ①受信位置制御部170に代えて、第5実施形態のように、手動で受信部142を動かす構成にしてもよい。また、移動させるのは、受信部142でも送信部141でもいずれでもよく、さらに、双方が移動できるように構成してもよい。
- ②頸動脈から脈波を検出するための装着部材230としては、上述したタイプのみならず、ネックレスの輪のような形状にしても、ネクタイのループ部分の形状にしても、あるいは、首輪のような形にしてもよい。要は、送信部141と受信部142を結ぶ伝達経路Lが頸動脈を貫けるよう、両者を固定できればよい。

J：その他の実施形態、効果

(1) 上述した各実施形態は、面偏光レーザを用いて測定を行う例であったが、測定用の波動はこれに限らず、例えば、LED等から出射する光を用いてもよい。さらに、超音波を用いることもできる。超音波を用いた例を図27に示す。この例は、送信部141および受信部142に、それぞれ超音波振動子を用いている。この例の場合は、受信部142に伝達される超音波の振幅が、血液の脈動に応じて変動するので（血管の血液容量に応じて超音波の減衰量が変化するため）、それを検出することにより脈波の測定が行われる。また、伝送路Lの位置合わせについては、前述した第6実施形態と同様にして実行される。また、受信位置

制御部 1 7 0 に代えて、摺動体 1 4 7 を用いてもよい。

(2) また、上述した各実施形態および変形例は、生体に取り付けて用いるため、生体の動きに伴う成分（体動成分）を除去するように構成してもよい。例えば、加速度センサ等を生体の動きが伝達されるように配置し、この加速度センサからの信号に基づいて体動成分を検出する。そして、受信部 1 4 2 が出力する受信信号から体動成分を除去し、除去した後の信号に基づいて脈波の検出および受信信号の振幅の検出を行うようにする。このように構成することにより、体動によるノイズを除去し、正確な伝送路設定および脈波測定を行うことができる。

(3) 図 2 3 に示す透明フィルムは、他のレーザー以外の他の伝搬媒体を使うときは、その媒体を減衰させない材質とすればよい。

(4) 上述した各実施形態および変形例においては、送信部 1 4 1 および受信部 1 4 2 を生体に対して押圧する必要もなく、また、押圧力を一定に制御する必要もない。人体に密着する時計や装身具のように、ごく自然な状態で送信部 1 4 1 および受信部 1 4 2 が生体に密着しているだけで十分である。また、仮に送信部 1 4 1 および受信部 1 4 2 の生体への密着状態や押圧力が変化し、両者の距離が変動しても、本発明においては、受信波の振幅によって脈波を検出するので、距離変動には全く影響されることなく、高い S N を保ちながら測定を行うことができる。

(5) 第 6、第 7 実施形態で用いた受信位置制御部 1 7 0 は、リニアモータの構成を採用していたが、これに代えて、機械的な構成によって受信部を駆動してもよい。この場合の一例を図 2 8 に示す。この図は、前述した図 2 3 に対応しており、共通する部分には同一の符号が付けてある。

図 2 8 において、M はモータであり、2 5 0 はモータ M の軸に、軸心を共通にして取り付けられているボールネジである。1 7 0 f は受光部 1 4 2 が取り付けられるベース部材であり、ボールネジ 2 5 0 と螺合している。ベース部材 1 7 0 f は、ボールネジが回転すると、その回転方向に応じて図面左右方向に移動する。また、その移動量はボールネジ 2 5 0 の回転量に比例する。以上の構成により、受信位置制御部 1 7 0 は、受信部 1 4 2 を腕の周方向（橈骨動脈に対して直交する方向）に駆動する。

図 2 9 はモータ M の回転制御を行う回路の構成を示している。なお、この図に示す構成は、前述した第 5、第 6 実施形態の電氣的構成とほぼ同様である。

以上の構成において、測定モードが設定されると、伝送路測定手段 1 4 3 から受信信号の振幅値が出力される。モータ駆動回路 1 7 0 e は、受信部 1 4 2 を右に 1 ピッチ移動させるべくモータ M を所定方向（例えば、時計方向）に 1 回転させる。そして、受信信号の振幅値が大きくなるか否かを判定する。仮に大きくなっていたら、さらに、1 ピッチ右に移動させ、振幅値が大きくなるか否かを測定する。以後同様にして、右に移動させて行き、振幅値が小さくなったときは、1 ピッチ左に戻って（モータ M を所定方向（例えば、反時計方向）に回転させて）移動を終了させる。また、当初、右に 1 ピッチ移動させたときに振幅値が小さくなった場合は、直ちに移動方向を左に変え、上述と同様の動作を行う。

以上の動作の結果、受信部 1 4 2 は、受信振幅が最大になる位置に制御される。すなわち、伝送経路 L が動脈血管を貫く位置に設定される。この場合も、第 6 実施形態と同様に、受信部 1 4 2 を表皮に押しつけていないので、受信部 1 4 2 を腕の表皮に沿って移動させる力は少なくて済む。したがって、一般的な超小型モータのトルクで十分にサーボ制御が可能である。また、伝送路 L の幅と動脈血管の径の関係から、受信部 1 4 2 の移動距離は 1 c m 程度あれば、十分に伝送路 L の最適位置を見つけることができる。

なお、図 2 8 に示す例は、受信位置駆動部 1 7 0 と皮膚との境界面にレーザ光を透過するフィルム C F が取り付けられているが、受信部 1 4 2 の摺動に問題がなければ、フィルム C F を省略してもよい。さらに、受信位置制御部 1 7 0 と同様の構成によって、送信部を駆動することも勿論可能である。

（6）上述した各実施形態および変形例においては、電源の供給を考慮して、送信部 1 4 1 を腕時計の本体 1 5 0 に設け、受信部 1 4 2 を摺動体 1 4 7 に設けたが、本発明はこれに限定されるものではなく、送信部 1 4 1 を摺動体 1 4 7 に設け、受信部 1 4 2 を本体 1 5 0 に設けるようにしてもよい。

（7）上述した各実施形態および変形例において、摺動体 1 4 7 の端部に押圧脚部 1 4 2 a、1 4 2 b を設けるようにしても良い。この点について、図 3 0 を用いて説明する。図 3 0 は光電反射型の脈派検出装置を腕に装着状態での断面図で

ある。この図において、本体 1 5 0 の両端に取り付けられたリストバンド 1 4 6 a, 1 4 6 b は、被験者の手首に巻き付けられて、公知のフック 2 4 0 によって互いに締結されている。なお、フック 2 4 0 により、腕時計 1 7 0 の周長の調節が可能ないように、すなわち手首への締め付け力を調節可能なようにされている。

リストバンド 1 4 6 a の裏面（手首に対向する面）には光学式拍動検出センサ 1 4 2' が固定されている。これに代えて圧力検出センサを用いてもよい。光学式拍動検出センサ 1 4 2' は送信部と受信部が一体となって構成されている。光学式拍動検出センサ 1 4 2' は、リストバンド 1 4 6 a, 1 4 6 b の締め付け力を受けて橈骨動脈 1 6 1 の真上の表皮を押圧する。

リストバンド 1 4 6 a には、裏側に突出する押圧脚部 1 4 2 a, 1 4 2 b が取り付けられており、押圧脚部 1 4 2 a, 1 4 2 b の少なくとも一方はリストバンド 1 4 6 a の周方向に沿って移動可能、かつ移動した位置で停止可能になされている。

この場合、押圧脚部 1 4 2 a, 1 4 2 b は橈骨動脈 1 6 1 の両側の弾性の高い（軟らかい）表面を凹ませるから、光学式拍動検出センサ 1 4 2' を容易に橈骨動脈 1 6 1 の真上に位置決めすることが可能である。また、光学式拍動検出センサ 1 4 2' の先端は、押圧脚部 1 4 2 a, 1 4 2 b の先端同士よりも、上方に位置しているため、他の組織よりも弾性の低い（硬い）橈骨動脈 1 6 1 が、押圧脚部 1 4 2 a, 1 4 2 b の間に簡単に位置決めされるようになっている。

したがって、このような押圧脚部 1 4 2 a, 1 4 2 b を摺動体 1 4 7（図 1 8、図 2 4 等参照）の端部に設けることによって概略の位置決めを行い、この後、摺動体 1 4 7 によって精密な位置決めを行うことにより、正確な位置決めを容易に行うことができ、脈派信号の S N 比を向上することができる。

なお、橈骨動脈 1 6 1 は皮膚の下 3 mm 程度の位置にあるのが通常であるから、押圧脚部 1 4 2 a, 1 4 2 b のみを用いて皮膚を押圧して位置決めを行っても良い。この場合は、摺動体 1 4 7 と押圧脚部 1 4 2 a, 1 4 2 b を使用する場合と比較して脈派信号の S N は多少劣化するが、実用上問題は少ない。

（8）上述した各実施形態および変形例においては、脈派を検出する生体の部位として、手首の橈骨動脈 1 6 1 あるいは頸動脈 2 3 1 を一例として説明したが、

本発明はこれに限定されるものではなく、脈派の検出部位に相当する動脈はどのようなものであってもよい。すなわち、人の動脈には、図 3 1 に示すように各種のものがあるが、上述した脈派検出装置の形態を検出部位に合わせて変形すれば、各種の動脈から脈派の検出が可能である。

K：第 8 実施形態

次に、本発明による、光共振を利用した受光素子と偏光とを利用して、外光による影響を少なくした反射光検出器およびその検出器を用いた脈波検出装置の実施形態のいくつかについて、図面を参照して説明する。

まず、本発明の第 8 実施形態について説明する。図 3 2 (a) は、この第 8 実施形態にかかる反射光検出器 1 の概略構成を示す図である。この図に示すように、反射光検出器 3 0 1 は、発光素子 3 1 0 と、受光素子 3 2 0 と、偏光板 3 3 1、3 3 2 と、受光素子の受光面に備えられるフィルタ 3 4 0 とから構成され、検出対象となる散乱媒体に対して光を出射するとともに、その反射光を入射するようになっている。このうち、偏光板 3 3 1 は、発光素子 3 1 0 の発光面に設けられ、偏光板 3 3 2 は、受光素子 3 2 0 の受光面に設けられて、それらの偏光方向は、互いに同方向である。このため、偏光板 3 3 1、3 3 2 を発光側と受光側とで分けることなく 1 枚板で構成しても良い。

なお、この図では構成が簡略化されているが、実際には、発光素子 3 1 0 と受光素子 3 2 0 とは互いに別室に收容されて、発光素子 3 1 0 により発せられる光が直接、受光素子 3 2 0 に入射しないようになっている。

また、散乱媒体は、光を透過する管を流動する場合や、自由空間に浮遊する場合など、種々の場合が考えられるので、ここでは特に図示しないこととする。

このような構成による反射光検出器 3 0 1 によれば、発光素子 3 1 0 によって発せられた光は、偏光板 3 3 1 により偏光化されて散乱媒体に出射される。当該出射光は、散乱媒体に到達して吸収されるものもあれば、反射するものもある。さらに、その反射光は、多重散乱を繰り返すものもあれば、受光素子 3 2 0 に直接向かうものもある。

ここで、散乱媒体において多重散乱を繰り返した多重散乱光は、出射時の偏光状態を保存していないので、偏光板 3 3 2 を一部しか通過しないが、多重散乱し

ていない光、すなわち、直接反射光は、出射時の偏光状態を保存しているので、偏光板 3 3 2 をその大部分が通過する。

したがって、偏光板 3 3 2 を通過して受光素子 3 2 0 に入射する光は、その大部分が散乱媒体において多重散乱していない直接反射光成分である。

なお、散乱媒体が管中を流動する場合、直接反射光は、散乱媒体によるもののほか、管自体によっても発生すると考えられる。しかし、管が硬質であれば、管による直接反射光成分は一定であるため、容易にキャンセルできるし、また、管が軟質であれば、散乱媒体の流量変化に応じて管も脈動するため、管による直接反射光成分もまた散乱媒体に関する情報を示すことになる。

(1) 受光素子

次に、本実施形態にかかる各部分について説明する。はじめに説明の便宜上、受光素子 3 2 0 について説明する。図 3 3 (a) は、第 8 実施形態における受光素子 3 2 0 として最適なフォトダイオード 5 0 0 の構成を示す側断面図である。

この図に示すように、フォトダイオード 5 0 0 は、基板（ウェハ）5 0 1 上に、n 型領域の下部ミラー 5 0 2、空乏層 5 0 3、p 型領域の上部ミラー 5 0 4 を順次積層して形成したものであり、下部ミラー 5 0 2 および上部ミラー 5 0 4 からなる光共振器を有する構成となっている。かかる光共振器の共振波長 λ_r は、下部ミラー 5 0 2 および上部ミラー 5 0 4 の間隔すなわち空乏層の厚さ t_1 と、空乏層の屈折率 n とにより次式のように決定される。

$$\lambda_r = 2 n \cdot t_1 / m \cdots \cdots (1)$$

この式 (1) において、 m は、1 以上の整数を用いるが、共振波長の間隔を大きくとるために、通常、「1」または「2」を用いて設計される。

また、下部ミラー 5 0 2 の下層には電極 2 1 2 が形成され、上部ミラー 5 0 4 の上層には電極 5 1 4 が形成されている。そして、同図 (b) に示すように、両電極には、直流電源 E と抵抗 R とが直列接続されて、逆バイアスされている。ここで、上部ミラー 5 0 4 には、開口部 5 1 5 が設けられ、ここに散乱媒体による反射光が入射される。入射した光は、光共振器中を往復する光を励振することで増幅され、空乏層 5 0 3 において伝導電子・正孔対を発生させる。したがって、空乏層 5 0 3 に到達する光量に応じた電流が、下部ミラー 5 0 2 から上部ミラー

504へと流れる。このため、電極512および514間の電圧を出力信号Voutとして取り出すことによって、フォトダイオード500の受光量を検出することができる。

さて、下部ミラー502および上部ミラー504は、全波長域にわたって高反射率であれば理想的だが、そのような反射特性を得るには、実際問題として困難である。そこで、本実施形態においては、上記光共振器の共振波長を含む一定幅の帯域において、反射率が高くなるようにした。

このため、上部ミラー504については、屈折率が高い材料と、低い材料とを交互に積層して形成される。ここで、高反射率となる波長域は、積層する材料の屈折率の差で定まり、その差が大きい程、帯域が広がる。このため、上部ミラー504の材料としては、屈折率の差が大きい材料を組み合わせるのが望ましい。

例えば、AlGaAs系などの半導体を用い、AlおよびGaの比率を変えた材料を積層することで上部ミラーを形成することができる。なお、下部ミラー502についても、ほぼ同様な構成となる。

なお、図示の例では、上部ミラー504自体をp型半導体としたが、AlおよびGaの比率を変えとしても、高反射率となる波長域を、それほど広くとることができない。このため、ミラーの材質としては、誘電体等が望ましい。ただし、誘電体で上部ミラーを構成する場合、当該誘電体は絶縁体となるため、図33(a)に示すような構成ではなく、下から順に、下部ミラー、空乏層、p型層、開口部を有する電極、誘電体からなる上部ミラー、というように積層した構成となる。この場合、屈折率が高い材料(TiO₂や、Ta₂O₅など)と、低い材料(SiO₂や、MgFなど)とを用いることができる。特に、TiO₂およびTa₂O₅を用いると、屈折率の差を大きくとることができ、400nm程度の波長帯域を確保できる。

次に、このような構成による受光素子320による特性について検討する。

いま、外光のスペクトルが図34(a)に示すような特性であったとすると、受光素子320が最終的に検出する光の波長を、外光の影響を受けにくい波長領域に設定することは、上述した通りである。そこで、受光素子320が検出波長

を、外光のスペクトル強度が小さくなる波長 λ_r とする場合について説明する。

この場合、下部ミラー502と上部ミラー504とについては、次の条件を満たすように形成される。まず、第1に、ミラー反射率が波長 λ_r を含む帯域において高くなるように（図34（b）参照）、両者は適切な材料を積層して形成される。第2に、光共振器の共振波長が波長 λ_r となるように、両者は、距離（厚さ） t_1 を置いて形成される。ここで、説明の便宜上、ミラー反射率が高い帯域が、波長 λ_1 、 λ_2 でそれぞれ定められるとする。

こうして形成される受光素子320単体の感度特性を、図34（c）に示す。この図に示すように、当該感度は、①波長 λ_r で尖鋭的であり、②波長 λ_1 以下において低くなっている。これは、主に次の理由によるものと考えられる。すなわち、①の理由は、波長 λ_r ではミラー反射率が高くなっているが、それでも入射した光がファブリ・ペロー共振器により、ミラー間を往復しながら空乏層に吸収されるためである。また、②の理由は、波長 λ_1 以下ではミラー反射率が高くないので、入射光が上部ミラー504を透過する。しかし、空乏層が薄いので、一部の光は空乏層に吸収されて電流に変換されるが、多くは空乏層を透過してしまうためである。このため、波長 λ_1 以下における感度は、高くないが、ゼロでもない。なお、当該感度が若干右下がり低下しているのは、ミラーの反射率が波長 λ_1 以下で若干右上がりに増加しているためと考えられる。また、反射率が低くても、波長が長い領域における感度は、本来的に低いため、波長 λ_2 以上の領域では当該感度がほとんどない。

このように受光素子320単体の感度は、同図に示すように、波長 λ_1 以下の領域においても高くなっているため、このままでは、外光成分による影響が大きく受ける。そこで、受光素子320の受光面に、図34（d）に示すような透過特性を有するフィルタ340を設ける。遮断波長 λ_1 と透過波長 λ_r とには、ある程度の差があれば、フィルタ340には、さほど急峻な透過特性が要求されない。このため、フィルタ340には、安価で製作容易な吸収型ガラスフィルタや、プラスチックフィルタなどを用いることができる。

フィルタ340とを組み合わせた場合における受光素子320の感度特性について、図34（e）に示す。この図に示すように、フィルタ340により波長 λ

1 以下の光がカットされるので、感度特性を、外光の影響が小さい波長 λ_r で尖鋭的な特性とすることができる。

(2) 発光素子

次に、発光素子 3 1 0 について説明する。本発明では、前述のように、用いる光の波長を、フィルタ 3 4 0 と受光素子 3 2 0 とで選択する構成としているので、発光素子 3 1 0 としては、受光素子 3 2 0 が最終的に検出する波長 λ_r を含んだ光を、発するものであれば良い。このため、発光素子 3 1 0 としては、一般的な発光ダイオードを用いても良いが、望ましくは、前述した図 4 ないし図 7 に示す面発光型の半導体レーザを用いるのが良い。

図 3 5 は、第 8 実施形態における発光素子 3 1 0 として最適な面発光型の半導体レーザ 7 0 0 の構成を示す側断面図である。基本的に、図 4 に示す面発光型レーザと同様の構成である。この図に示すように、面発光型の半導体レーザ 7 0 0 は、基板（ウェハ）7 0 1 上に、n 型領域の下部ミラー 7 0 2、活性層 7 0 3、p 型領域の上部ミラー 7 0 4 を順次積層して形成したものであり、下部ミラー 7 0 2 および上部ミラー 7 0 4 からなる一種の光共振器を有する。かかる光共振器の共振波長は、下部ミラー 7 0 2 および上部ミラー 7 0 4 の間隔、すなわち共振器長 t_2 で決定される。

また、下部ミラー 7 0 2 の下層には電極 7 1 2 が形成され、また、上部ミラー 7 0 4 の上層には開口部 7 1 4 を有する電極 7 1 4 が形成されて、順バイアスされている。

この半導体レーザ 7 0 0 において、電極 7 1 2 から伝導電子、電極 7 1 4 から正孔が注入されると、これらのキャリアは、拡散し続けて活性層 7 1 3 に達する。ここでは、上部の電極 7 0 4 から注入されたキャリアを開口部 7 1 5 直下の活性層 7 0 3 に集めるため、狭窄層 7 1 6 を設けるのが望ましい。活性層 7 0 3 に達した伝導電子および正孔は、再結合して光を放出する。放出された光は、光共振器を往復するとともに、活性層 7 1 3 を通過する際に誘導放出を誘起する。これにより、光共振器内に出力の大きな光が閉じこめられ、その一部が上部ミラー 7 0 4 を透過して、レーザ光として出射される。

ここで、半導体レーザ 7 0 0 の構成は、図 3 3 に示したフォトダイオード 5 0

0の構成と、基本的に共通である点に留意すべきであり、発振波長と感度波長とは、ともに共振器長 t_2 、空乏層の厚さ t_1 で決定される。したがって、これらの素子を、図36に示すように、絶縁膜790を介した同一基板501(701)ウェハ上であって、その活性層、空乏層を同一の層成長プロセスで形成すると、用いる光の波長を外光の影響を受けにくい帯域に選択することが容易となるばかりでなく、発振波長と感度波長とを容易に揃えることもできる。

なお、フォトダイオード500と半導体レーザ700とを同一基板上で形成する場合、両者の間隔は数十ミクロン程度となり、双方にそれぞれ異なる偏光板を設けることが極めて困難となる。しかし、実際に反射光検出器1を構成する段階で、両者を一体として用いる必要はなく、両者を分離した後、ペアとして用いることも可能である。このため、後述する変形例のように、出射側と受光側との偏光方向を異ならせる(散乱光成分を検出する)のであれば、分離してペアで用いる一方、出射側と受光側との偏光方向を同一にする(直接反射光成分を検出する)のであれば、両者を分離しないでワンチップとして用いることもできる。

同様に、受光側のみにフィルタ340を設けることは困難となるが、この場合、出射側の発光波長は感度波長と一致して、フィルタ340を通過するから、両者にフィルタを設ける構成としても構わない。

このように、第8実施形態にかかる反射光検出器301において、偏光板332およびフィルタ340を通過して、受光素子320で最終的に検出される光は、散乱媒体において多重散乱していない直接反射光成分の比率が高く、かつ、外光の影響が小さい波長 λ_r の光となる。このため、散乱媒体による反射光のうち、直接反射光成分のみを、外光による影響を少なくした検出する事が可能となる。

なお、フィルタ340は、受光素子に入射する反射光のうち、波長 λ_1 以下の光をカットするのが目的であるから、偏光板332あるいはフィルタ340のどちらかを上面に配置しても構わない。

K-1: 第8実施形態の変形例

次に上述した第8実施形態における各構成要素について種々変形した例について説明する。

(1) 偏光板の角度

上述した第8実施形態においては、散乱媒体によって多重散乱していない反射光成分を検出するため、発光素子310の発光面と受光素子320の受光面とで偏光方向が同方向の偏光板331、332を用いる構成としたが、これとは逆に、多重散乱した反射光成分を検出する構成も考えられる。

後者の構成の場合、図32(b)に示すように、発光素子310の発光面と受光素子320の受光面とで、偏光板331、332の偏光方向が互いに垂直方向となるように構成する。

この構成により出射された光は、偏光板331により偏光化されて散乱媒体に出射される。当該出射光は、散乱媒体に到達して吸収されるものもあれば、反射するものもある。さらに、その反射光は、多重散乱を繰り返すものもあれば、受光素子320に直接向かうものもある。

ここで、直接反射光は、出射時の偏光状態を保存しているので、偏光板332を通過しないが、多重散乱光は、出射時の偏光状態を保存していないので、偏光板332の偏光方向を通過するものがある。したがって、偏光板332を通過して、受光素子320に入射する光は、散乱媒体における反射光のうち、多重散乱光を示す成分である。このため、受光素子320の出力信号 V_{out} によって、散乱媒体による多重散乱光成分を、外光成分の影響を小さくして検出することが可能となる。

また、偏光板331、332の偏光方向は、互いに同方向あるいは垂直方向に限られなくても良く、さらに、いずれか一方の偏光板を、他方の偏光板に対して回転させる構成として、受光素子320が任意の偏光方向の光を受光するようにしても良い。

(2) 外光成分のキャンセル

また、上述した第8実施形態では、外光の影響を小さく抑えるために、受光素子320が最終的に検出する光の波長を、 λ_r とした。しかしながら、図34(a)に示す外光スペクトルの特性から類推できるように、外光による影響を完全にゼロとすることはできない。

そこで、外光による影響をさらに少なくする構成について説明する。図37は

、この電氣的構成を示すブロック図である。

この図において、符号361は、信号CK1の周波数を2倍にする倍加器であり、倍加した信号CK2を出力する。A/D変換器362は、受光素子320の出力信号Voutを、信号CK2の立ち下がり時にサンプリング・ホールドしてデジタル信号に変換し、スイッチ363は、信号CK1が「H」レベルである場合に出力端子aを選択する一方、それ以外の場合に出力端子bを選択する。また、符号364は、信号CK2の周期だけ入力信号を遅延させる遅延素子である。

この構成によれば、信号CK1が「H」レベルである場合に、発光素子310が、オン（点灯）される一方、信号CK1が「L」レベルである場合に、発光素子310が、オフ（消灯）される。A/D変換器362は、信号CK1の2倍の周波数を有する信号CK2の立ち下がり時に、出力信号Voutをサンプリング・ホールドするので、そのデジタル信号は、発光素子310がオンした場合と、オフした場合との受光量を交互に示すことになる。そして、スイッチ363は、信号CK1が「H」レベルである場合に出力端子aを選択する一方、信号CK1が「L」レベルである場合に、出力端子bを選択する。

このため、出力信号Voutのデジタル信号は、発光素子310がオンした場合、出力端子a側に供給され、オフした場合、出力端子b側に供給されて、両者が分離される。そして、遅延素子364によって両者のタイミングが揃えられる。

ここで、発光素子310をオンさせた場合において受光素子320により出力される信号には、散乱媒体による反射光成分と外光成分とが重畳される一方、オフさせた場合に出力される信号には、外光成分だけが含まれる。

したがって、発光素子310がオンした場合のデジタル信号から、オフした場合のデジタル信号を、遅延素子364によってタイミングを揃えた後、減算器365によって差し引くと、この差分値は、外光成分を含まない反射光成分のみを示す信号となり、外光成分をキャンセルすることが可能となる。

なお、この構成において、発光素子310がオンする期間と、オフする期間とが同一ではないため、厳密に言えば、外光成分が重畳された反射光成分から、外

光成分をキャンセルしているとは言えない。しかしながら、発光素子 310 をオンオフさせる信号 CK1 の周波数を、十分高く設定すれば、たとえ、外光成分が時間的に変化するような場合であっても、このような問題は無視することができる。逆に言えば、信号 CK1 の周波数は、散乱媒体に関して得ようとする情報の周波数、あるいは、外光成分の変化周波数の 2 倍以上であることが必要となる。

また、このような外光成分のキャンセルは、図 37 に示す構成のほか、前者信号および後者信号を平滑化回路（ローパスフィルタ）で平滑化した後、前者から後者を差し引く構成や、受光素子 320 の出力信号を、バンドパスフィルタによって発光素子 310 のオンオフ周波数成分を除去する構成などでも可能である。

（3）円偏光

上述した第 8 実施形態では、偏光化方法として、偏光板 331、332 による直線偏光を用いたが、本発明はこれに限られず、例えば、円偏光を用いることも可能である。円偏光を用いる場合、四分の一波長板に、その主軸と 45 度傾いた直線偏光を入射すれば、円偏光が得られ、散乱媒体に向けて出射することができる。一方、円偏光を四分の一波長板をに入射すれば、その主軸とは 45 度傾いた直線偏光を得ることができる。

すなわち、本発明における偏光方向とは、直線偏光のみならず円偏光を含んだ概念であり、偏光化手段とは、偏光板のほか、四分の一波長板、後述する旋光素子、光共振器、注入電流制御などを含めた広範な概念である。

L：第 9 実施形態

さて、上述した第 8 実施形態は、発光素子 310 と受光素子 320 とを 1 組用いて、散乱媒体による反射光のうち、直接反射光成分あるいは散乱光成分のいずれか一方を検出するものであったが、両者を同時に検出する構成も考えられる。ここで、両者を同時に検出する構成としては、次のようなものが考えられる。

すなわち、①発光素子および受光素子を 2 組用いて、各受光素子において、直接反射光成分および散乱光成分をそれぞれ検出する構成と、②1 個の発光素子と 2 個の受光素子とを用いるとともに、各受光素子の偏光方向を、出射側の偏光方向に対して同一方向と、垂直方向（円偏光にあっては、逆回り方向）として、各受光素子において、直接反射光成分および散乱光成分をそれぞれ検出する構成と

、③受光素子の偏光方向に対して同一方向と、垂直方向との2方向の光を相補的に出射する発光素子と、1個の受光素子とを用いるとともに、受光素子は、偏光方向が同一方向の光が出射された場合に直接反射光成分を検出する一方、偏光方向が垂直方向の光が出射された場合に散乱光成分を検出する構成と、の計3通りが考えられる。

このうち、構成①は、実質的には、第8実施形態とその変形例とを組み合わせた構成であるから、以下、構成②、③について、それぞれ第9、第10実施形態として説明する。

まず、第9実施形態にかかる反射光検出器302は、図38に示すように、1個の発光素子310と、2個の受光素子320a、320bと、発光素子310の発光面、受光素子320a、320bの受光面にそれぞれ設けられる偏光板331、332a、332bと、受光面にそれぞれ設けられるフィルタ340a、340bとから構成される。ここで、受光側における偏光板332aの偏光方向は、発光側における偏光板331のそれと同一方向であるが、偏光板332bについては偏光板332にそれと垂直方向となっている。したがって、受光素子320aが散乱媒体の直接反射光成分を検出する一方、受光素子320bが散乱光成分を検出する構成となっている。

また、図38において、発光素子310、受光素子320a、320bは、それぞれ同一平面に設置されており、さらに、発光素子310と受光素子320aとの距離、発光素子310と受光素子320bとの距離は、互いに等距離である。これは、発光素子310により発せられた光を、受光素子320a、320bがそれぞれ同条件で受光するのが望ましいためである。また、図では、構成が簡略化されているが、実際には、発光素子310、受光素子320a、320bは互いに別室に收容されて、発光素子310により発せられる光が直接、受光素子320a、320bに入射しないようになっている。なお、偏光板331、332aは、その偏光方向が同一方向であるから同一板により構成しても良いし、また、フィルタ340a、340bについても、同一特性が要求されるから、分けることなく同一板により構成しても良い。

この第9実施形態にかかる反射光検出器302では、受光素子320a、32

0 bとして、第8実施形態における受光素子320と同タイプを用いて、フィルタ340 a、340 bの特性を合わせれば、散乱媒体による反射光のうち、直接反射光成分と、散乱光成分との両成分を同時に検出することができ、散乱媒体に関し、より多くの情報を得ることが可能となる。

M：第10実施形態

この第10実施形態にかかる反射光検出器3は、図39に示すように、2個の発光素子310 x、310 yと、1個の受光素子320と、発光素子310 x、310 yの発光面、受光素子320の受光面にそれぞれ設けられる偏光板331 x、331 y、332と、受光面に設けられるフィルタ340とから構成される。ここで、発光側における偏光板331 xの偏光方向は、受光側における偏光板332のそれと同一方向であるが、偏光板331 yについては偏光板332にそれと垂直方向となっている。

また、図39において、発光素子310 x、310 y、受光素子320は、それぞれ同一平面に設置されており、さらに、発光素子310 xと受光素子320との距離、発光素子310 yと受光素子320との距離は、互いに等距離である。これは、発光素子310 x、310 yによりそれぞれ発せられた光を、受光素子20が同条件で受光するのが望ましいためである。

このような構成における反射光検出器303は、図40に示す回路によって駆動・処処理される。この図に示すように、定電流源が、オペアンプOP1、トランジスタTR1、および、抵抗R1により構成され、トランジスタTR1のエミッタにおいて、可変抵抗器VRで設定された電圧V1に対応する電流 $I_e (= (V - V_1) / R_1)$ を供給するようになっている。また、トランジスタTR2、TR3は、発光素子310 x、310 yのスイッチング用であり、そのベースには、それぞれインバータINVによる信号CKの反転信号とおよび信号CKが供給されている。したがって、トランジスタTR2、TR3は、相補的にオンオフされ、信号CKが「H」レベルの場合に、発光素子310 xはオフ、発光素子310 yはオンにされる一方、信号CKが「L」レベルの場合に、発光素子310 xはオン、発光素子310 yはオフにされる。このため、信号CKにしたがって、受光面における偏光板の偏光方向と同一方向の光と垂直方向の光が、交互に切

り替えられて出射されることとなる。

抽出回路 391 は、受光素子 320 の出力について、信号 CK が「H」レベルの場合と、「L」レベルの場合とに分けて抽出するものである。

この第 10 実施形態によれば、信号 CK が「L」レベルの場合、すなわち、発光素子 310x がオンにされる場合、受光素子 320 は、図 39 (a) に示すように、偏光状態が保存されていない直接反射光成分を受光する一方、信号 CK が「H」レベルの場合、すなわち、発光素子 310y がオンにされる場合、受光素子 320 は、偏光状態が保存されない散乱光成分を受光することになる。このため、信号 CK が「L」レベルの場合に抽出された受光素子 320 の出力は、直接散乱光成分を示す一方、信号 CK が「H」レベルの場合に抽出された受光素子 320 の出力は、直接反射光成分を示すこととなる。したがって、第 3 実施形態にかかる反射光検出器 303 によれば、散乱媒体による反射光の直接反射光成分と、散乱光成分との両成分を交互に検出することができるので、第 2 実施形態と同様に、散乱媒体に関し、より多くの情報を得ることが可能となる。

また、発光素子 310x、310y において出射される偏光成分の強度が等しい場合、出射される光量は、発光素子のオンオフに拘わらず、一定となる。

一般に、既存の光無線通信機器（例えば、テレビやエアコンなどのリモコン）は、光強度変調を用いて通信を行なっている。ここで、第 3 実施形態において出射される光量は時間的に一定であるため、これら既存の光無線通信機器に悪影響を及ぼさないことが判る。

なお、この第 10 実施形態において、信号 CK の周波数は、散乱媒体に関して得ようとする情報の周波数の 2 倍以上であることが必要となる。

また、第 10 実施形態においては、例えば、信号 CK が「H」レベルの場合、直接反射光成分を検出していないので、第 9 実施形態のように、直接反射光成分と散乱光成分との両成分を同時に検出していると言うことはできない。しかしながら、この問題は、信号 CK の周波数を高く設定すれば実質的に同時ということができ、実際に問題となるのはまれであると考えられる。

くわえて、この第 10 実施形態においては、発光素子 310x、310y を相補的に駆動するようにして、光強度を一定する構成としたが、発光素子 310x

、310yをいずれもオフする期間を取って設けて、第1実施形態における変形例のように、外光成分をキャンセルするようにしても良い。すなわち、発光素子の駆動について、①発光素子310xのみをオン、②発光素子310yのみをオン、③いずれの発光素子もオフと順番に制御するとともに、①発光素子310xをオンした場合における受光素子320の出力信号から③全オフした場合における受光素子320の出力信号を差し引くことで、外光成分をキャンセルした直接光反射成分が得られ、さらに、②発光素子310yをオンした場合における受光素子320の出力信号から③全オフした場合における受光素子320の出力信号を差し引くことで、外光成分をキャンセルした散乱光成分が得られる（ただし、光強度を一定とするメリットについては享受できなくなる）。

また、第10実施形態においては、発光素子310x、310yを用いて択一的にオンさせて、出射側の偏光状態を偏光変調したが、この他に、種々の素子を用いて偏光変調が可能である。例えば、①一般的な光源により発せられた光を、液晶などの旋光素子を用いてその偏光化方向を変調する構成や、②次に説明する偏光変調発光素子を用いる構成など、により実現可能である。

（1）偏光変調発光素子

そこで、出射側の偏光状態を偏光変調する場合において、偏光変調発光素子を用いる場合について説明する。ここにいう偏光変調発光素子とは、単一または複数の素子を用いて、出射光の偏光方向を変調可能とするものであり、前述した面発光型の半導体レーザ700を複数用いて、あるいは、改良して用いることができる。

図35（図4あるいは図5と同等）に示した面発光型レーザ700は、単に、レーザ光を出射するのみであったが、光共振器の形状を操作すると、その偏光方向の制御が可能である。そこで、偏光変調発光素子として、半導体レーザ700を次のように構成することで偏光変調を実現することが可能である。

（a）光共振器の形状を円形化

光共振器の形状は、例えば、前述した図4に示すように、円形とすればよい。

（b）光共振器の形状を長方形化

また、例えば、前述した図7に示すように、光共振器の形状を長方形とすれば

よい。

このように、面発光型の半導体レーザにおける光共振器の形状を定めるとともに、その駆動を適切に行なうことにより出射光の偏光方向を制御することが可能となる。

なお、発光素子 310 を半導体レーザで構成する場合、その出射光は、光共振器から出射された時点で、すでに偏光化されているため、発光面での偏光板を省略しても良い。ただし、消光比（主たる偏光方向と、それに直交する偏光方向との光強度比）を高める目的において、偏光板を設ける意義は大きい。

一方、偏光変調素子と、前述したフォトダイオード 500（図 33 参照）とを同一ウェハ上で形成して、発光波長と感度波長とを揃えることも勿論可能である。ただし、この場合、各素子間の距離は非常に近接するため、フォトダイオード 500 の受光面のみに偏光板を設けることは実際問題として困難である。このため、偏光変調発光素子とフォトダイオード 500 とを同一ウェハ上で形成しても、実装の段階では、両者を分離して用いるのが望ましい。

N：第 11 実施形態

以上説明した第 8～第 10 実施形態を踏まえつつ、散乱媒体を具体的な人体とし、当該人体の脈波波形を検出する第 11 実施形態について説明する。なお、脈波波形を検出すると、脈拍のような、生体に関する種々の情報が得られるため、その意義は大きい。

図 41 は、第 11 実施形態にかかる脈波検出装置 4 の全体構成を示す説明図である。図に示すように、本実施形態にかかる脈波検出装置 304 は、腕時計構造を有する本体 800 と、この装置本体 800 に接続されたケーブル 801、および、このケーブル 801 の先端側に設けられたセンサユニット 400 から構成されている。

このうち、装置本体 800 には、リストバンド 802 が取り付けられている。詳細には、リストバンド 802 の一端が装置本体 800 の 12 時方向から被験者の左腕に巻き付いて、その他端が装置本体 800 の 6 時方向で固定されている。

また、装置本体 800 における 6 時の方向の表面側には、コネクタ部 803 が設けられている。このコネクタ部 803 には、ケーブル 801 の端部に設けられ

たコネクタピース 804 が着脱自在に取り付けられており、コネクタピース 804 をコネクタ部 803 から外すことにより、本装置を通常の腕時計やストップウォッチとして用いることができるようになっている。

一方、装置本体 800 の表面には、表示部 808 が設けられており、各種情報を、ドットマトリックスあるいはセグメントで表示する。また、装置本体 800 の表面には、さらに、ボタンスイッチ 811～816 が、各種設定を行なうために設けられる。

また、センサユニット 400 は、センサ固定用バンド 450 によって遮光されて、人差し指の根本から指関節までの間に装着されている。

一般に、掌から指先までの体温分布を調べてみると、寒いとき、指先の体温は著しく低下するのに対し、指の根本の体温は比較的低下しない。このため、指の根本にセンサユニット 400 を指の根本に装着すると、ケーブル 801 が短くて済むばかりでなく、寒い日においても、脈波波形を正確に検出できるというメリットがある。

(1) センサユニット

次に、センサユニット 400 について説明する。図 42 は、センサユニット 400 の構成を示す断面図である。この図に示すように、センサユニット 400 の内部には、そのケース体としてのセンサ枠 401 の裏側に裏蓋 402 が被さることによって、部品収納空間 403 が存在している。この部品収納空間 403 には、回路基板 410 が配置され、当該基板には、半導体レーザ 411 や、フォトダイオード 412、その他の電子部品などが実装されている。さらに、センサユニット 400 には、ブッシュ 404 によってケーブル 801 の端部が固定され、その配線が回路基板 410 に接続されている。

また、センサユニット 400 は、ケーブル 801 が指の根本側から装置本体 800 側に引き出されるようにして、指に取り付けられる。したがって、半導体レーザ 411 が指の先端側に、フォトダイオード 412 が指の根本側に、それぞれ位置して、両者は指の長さ方向に配列することとなる。このような配列によって、外光がフォトダイオード 412 に届きにくくなっている。

さて、センサユニット 400 において、センサ枠 401 の上面部分には、光透

過窓が、ガラス板からなる透光板 420 によって形成されている。この透光板 420 の下面には、偏光板 430 が設けられ、さらにフォトダイオード 412 側には、さらにフィルタ 440 が設けられている。そして、発光ダイオード 411 の発光面およびフォトダイオード 412 の受光面は、それぞれ透光板 420 に対向している。

このため、透光板 420 の外側表面 421 に、指表面を密着させると、発光ダイオード 411 は、指表面に対し、偏光板 430 によって偏光した光を発する一方、フォトダイオード 412 は、指側からの反射光のうち、出射光と同方向の偏光成分の光であって、フィルタ 440 を透過した光を検出することとなる。

このように構成されるセンサユニット 400 を、図 43 に示すように、センサ固定用バンド 450 によって指の根本に装着させ、この状態において、半導体レーザ 411 が指に向けて光を出射させると、当該出射光は、血管に到達する。そして、到達した光には、血液中のヘモグロビンに吸収されるものもあれば、反射するものもある。さらに、ヘモグロビンによる反射光は、別のヘモグロビンに向かうものもあれば、フォトダイオード 412 に直接向かうものもある。

すなわち、フォトダイオード 412 に向かう反射光には、ヘモグロビンによって複数回反射したもの（多重散乱光成分）もあれば、半導体レーザ 412 の出射光が直接反射したもの（直接反射光成分）もある。ここで、多重散乱光は、その偏光状態が保存されないのに対し、直接反射光はその偏光状態が保存される。

また、血量が多いときには、ヘモグロビンも多くなる一方、血量が少ないときには、ヘモグロビンも少なくなるが、血量の変動（血液脈波）を考慮した場合、ヘモグロビンの量を直接反映するのは、多重散乱光成分ではなく、直接反射光成分であるのは明らかである。

ここで、本実施形態では、出射側と受光側との偏光板が同一であるため、受光側では、出射側と同方向の偏光成分のみが検出される。このため、本実施形態では、指に光を出射して、その反射光を検出する構成において、第 1 に、ヘモグロビンの量を反映する直接反射光成分を検出することが可能となる。

さて、本実施形態における半導体レーザ 411 およびフォトダイオード 412 は、第 8 実施形態で説明したような、ともに光共振器を有するものであって、同

一ウェハ上において、その活性層、空乏層を同一の層成長プロセスで形成した後、ダイシングの過程で分離したものである。なお、分離したのは、半導体レーザ 4 1 1 の出射光が直接、フォトダイオード 4 1 2 に入射しないように、両者を別室に收容する構成としたためである。

ここで、血液中におけるヘモグロビンの吸光特性を調べると、波長が 3 0 0 ~ 7 0 0 nm の光において、その吸光係数が高くなっている。そこで、本実施形態では、半導体レーザ 4 1 1 の発光波長、および、フォトダイオード 4 1 2 の感度（共振）波長が約 6 6 0 nm 付近となるように、活性層および空乏層の厚さを設定することとする。

これにより、本実施形態では、指に光を出射して、その反射光を検出する構成において、第 2 に、血流の変化を感度良く検出することが可能となる。

（２）電氣的構成および動作

このように、フォトダイオード 4 1 2 によって検出される信号は、生体の血流変化を示すことになるので、これにより、当該生体の脈波を得ることができる。このため、その生体に関する種々の情報を得ることができる。

ただし、生体が安静状態である場合に限られることが想定される。なぜならば、生体が運動状態にある場合、フォトダイオード 4 1 2 によって検出される信号には、当該運動に起因する信号成分が重畳されると考えられるからである。

そこで、生体の運動成分を検出する体動センサを設けるとともに、フォトダイオード 4 1 2 の検出信号から、当該体動センサの検出信号を差し引く構成とすれば、運動状態においても、脈波成分のみを得ることができる。

しかしながら、このような構成において、生体がほぼ安静状態にある場合、当該体動センサの検出信号は、雑音として作用してしまい、正しく脈波成分のみを得ることができないと考えられる。

一方、生体が安静状態にある場合と、運動状態にある場合とで、フォトダイオード 4 1 2 による検出信号の処理を手動で切り替える構成も考えられるが、このような構成は、その都度、生体の状態を判断して、操作しなければならないため、煩雑である。

そこで、脈波検出装置 3 0 4 は、安静状態および運動状態のいずれの状態にあ

っても、脈波を正確に検出することを可能とするため、次に説明するような電氣的構成となっている。図 4 4 は、その電氣的構成を示すブロック図である。図において、フォトダイオード 4 1 2 の出力たる脈波信号は、増幅回路 6 1 1 によって増幅された後、A/D 変換器 6 1 2 によりデジタル信号に変換されて、脈波用 F F T 回路 6 1 3 に供給される。脈波用 F F T 回路 6 1 3 は、A/D 変換器 6 1 2 によるデジタル信号に対し、F F T 処理（高速フーリエ変換）を行なって、当該信号を周波数分析するものであり、その分析結果を、差分演算部 6 3 0 に供給する。

一方、体動センサ 6 2 0 は、いわゆる加速度センサから構成されて、生体の動きを検出するものであり、装置本体 8 0 0 の内部に設けられる。体動センサ 6 2 0 の出力たる体動信号は、増幅回路 6 2 1 によって増幅された後、A/D 変換器 6 2 2 によりデジタル信号に変換されて、体動用 F F T 回路 6 2 3 および機能切替部 6 3 1 に供給される。体動用 F F T 回路 6 2 3 は、A/D 変換器 6 2 2 によるデジタル信号に対し、F F T 処理を行なって、当該信号を周波数分析するものであり、その分析結果を、差分演算部 6 3 0 に供給する。

さて、差分演算部 6 3 0 は、次の 2 つの機能を有するものである。すなわち、差分演算部 6 3 0 は、脈波用 F F T 回路 6 1 3 により得られた周波数成分に対し何も処理しないで、そのまま脈拍数演算部 6 3 2 に供給する第 1 の機能と、脈波用 F F T 回路 6 1 3 で得られた脈波スペクトラムの各周波数成分と、体動用 F F T 回路 6 2 3 で得られた体動スペクトラムの各周波数成分とを比較し、一致している脈波成分から当該体動成分を除去して、脈拍数演算部 6 3 2 に供給する第 2 の機能とを有するものである。そして、脈波成分抽出部 6 3 0 における第 1 および第 2 の機能選択は、機能切替部 6 3 1 の制御によって行なわれる。

機能切替部 6 3 1 は、A/D 変換器 6 2 1 による信号から、生体が安静状態にあるか、運動状態にあるかを判定するものであり、脈波成分抽出部 6 3 0 に対して、安静状態にある場合と判断した場合には第 1 の機能を選択させる一方、運動状態にある場合と判断した場合には第 2 の機能を選択させる。

ここで、機能切替部 6 3 1 は、生体が安静状態にある否かの判定を、体動信号のレベルや、周波数成分などに基づいて行なっている。具体的には、①体動信号

の振幅レベルから判定する方法や、②体動信号の周波数スペクトルから判定する方法などがあり、後者については、さらに、最大スペクトルのレベルから判定する方法と、スペクトルのバラツキ（各スペクトルのレベルにおける相対比較）から判定する方法とに分けられる。ここでは、本実施形態にかかる機能切替部 6 3 1 は、①による方法を用いて生体が安静状態にある否かの判定を行なうものとする。

このため、機能切替部 6 3 1 は、体動用 F F T 回路 6 2 2 で処理された周波数スペクトルのうち最大レベルものを抽出し、それが、しきい値 A_{th} 未満であれば、安静状態と判定する一方、しきい値 A_{th} 以上であると判定すれば、運動状態と判定する。ここで、しきい値 A_{th} とは、安静状態にあるか、運動状態にあるかの判断基準となる値である。

なお、ここにいう運動状態とは、ある一定の規則性を有する運動、例えば、歩行やジョギングなどの運動をいう。

脈拍数演算部 6 3 2 は、差分演算部 6 3 1 による周波数成分のうち、レベルが最大なものを、脈拍を示す脈拍成分として抽出するとともに、当該脈拍成分の周波数を、1 分あたりの脈拍数に換算するものである。そして、表示部 8 0 8 が、脈拍数演算部 6 3 2 による換算結果が表示する構成となっている。

なお、本実施形態において、差分演算部 6 3 0、機能切替部 6 3 1 および脈拍数演算部 6 3 2 については、予め格納されたプログラムで示される処理を実行するマイクロコンピュータによって構成される。

また、本実施形態においては、処理の最終目的が脈拍数の表示となっているが、この表示はあくまでも、得られた脈波波形を処理した一例であり、本発明はこれに限定する趣旨ではない。

このような構成による脈波検出装置 4 によれば、生体が安静状態にあると判定された場合、差分演算部 6 3 0 は、体動成分を考慮することなく、脈波用 F F T 回路 6 1 3 による脈波スペクトルをそのまま出力する。一方、生体が運動状態にあると判定された場合、差分演算部 6 3 0 は、体動成分を除去した脈波成分を出力することになる。

したがって、安静状態および運動状態のいずれの状態にあっても、脈拍数、ひ

いては、脈波出力を正確に検出することが可能となる。

請求の範囲

【請求項 1】 レーザ光の偏光面を変調して伝送信号として出射する送信機と、

所定の偏光状態の光を選択的に受光する受光手段を有する受信機とを有することを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の偏光通信装置において、前記送信機および受信機のうちの一つを強散乱媒体内に配置することを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 3】 請求項 1 記載の偏光通信装置において、前記送信機および受信機を強散乱媒体内に配置し、前記送信機および受信機を前記強散乱媒体の外に配置することを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 4】 請求項 2 または 3 記載の偏光通信装置において、前記強散乱媒体は、生体であることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 5】 請求項 2 または 3 記載の偏光通信装置において、前記強散乱媒体は、人体であることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 6】 請求項 1 記載の偏光通信装置において、強散乱媒体内には、前記送信機および前記受信機からなる体内送受信装置を配置し、前記強散乱媒体の外には、前記送信機および前記受信機からなる体外送受信装置を配置し、

前記体内送受信装置と前記体外送受信装置との間で通信をすることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 7】 請求項 1 記載の偏光通信装置において、強散乱媒体内には、前記送信機と、受光量に応じた信号を出力する受光量検出手段を有する光量受信機とからなる体内送受信装置を配置し、

前記強散乱媒体の外には、発光量を変調して伝送信号として出射する光強度送信機と、前記受信機とをからなる体外送受信装置を配置し、

前記体内送受信装置と前記体外送受信装置との間で通信をすることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 8】 請求項 1 記載の偏光通信装置において、強散乱媒体内には、発光量を変調して伝送信号として出射する光強度送信機と、前記受信機とをからなる体内送受信装置を配置し、前記強散乱媒体の外には、前記送信機と、受光量に応じた信号を出力する受光量検出手段を有する光量受信機とからなる体外送受信装置を配置し、前記体内送受信装置と前記体外送受信装置との間で通信をすることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 9】 請求項 1 乃至 8 記載の偏光通信装置において、前記送信機は、異なる偏光方向を持つ面発光レーザ素子を同一半導体基板上に複数生成した発光手段と、前記面発光レーザ素子を選択的に給電する駆動手段とを有することを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 10】 請求項 7 または 8 記載の偏光通信装置において、前記光強度送信機は、面発光レーザを光源とすることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 11】 請求項 9 記載の偏光通信装置において、前記送信機は、通常の通信では、前記発光手段における複数の面発光レーザのうちの一部の面発光レーザのみを前記駆動手段が駆動し、前記駆動手段が駆動している面発光レーザが所望の状態ではなくなったときは、前記通常の通信では使用していない前記発光手段における面発光レーザを前記駆動手段が駆動することを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 12】 異なる偏光方向を持つ複数の面発光レーザ素子を同一半導

体基板上に生成した

ことを特徴とするアレー型面発光レーザ。

【請求項 1 3】 異なる偏光方向を持つ複数の面発光レーザ素子を同一半導体基板上に生成した発光手段と、

前記面発光レーザ素子を選択的に給電する駆動手段と
を有することを特徴とする送信機。

【請求項 1 4】 請求項 1 3 記載の送信機において、

前記駆動手段は、送信信号に対応させて、所望の偏光方向の前記面発光レーザ素子を選択的に給電する
ことを特徴とする送信機。

【請求項 1 5】 生体内に設けられ、レーザ光の偏光面を変調して伝送信号として出射する生体埋込型送信機と、

前記生体外に設けられ、所定の偏光状態の光を選択的に受光する受光手段、前記受光手段の受光信号に対応した表示を行う表示部、および前記受光手段が前記生体埋込型送信機の出射光を受光するように前記受光手段を前記生体に固定する装着手段を有する生体装着型受信機と

を具備することを特徴とする生体用偏光通信装置。

【請求項 1 6】 請求項 1 5 記載の生体用偏光通信装置において、

前記生体埋込型送信機内に設けられ、所定の偏光状態の光を選択的に受光する第 2 受光手段と、前記生体装着型受信機内に設けられ前記第 2 受光手段に対して、レーザ光の偏光面を変調して伝送信号として出射する第 2 送信機とを具備し、前記生体埋込型送信機と前記生体装着型受信機との間で全 2 重通信を行うことを特徴とする生体用偏光通信装置。

【請求項 1 7】 所定の波動を出射する送信手段と、

前記送信手段が出射した波動を受信して信号として出力する受信手段と、

前記受信手段の受信状態に基づき、前記波動の伝送路と生体の動脈血管断面の位置関係を測定する伝送路測定手段と、

前記伝送路測定手段の測定結果を告知する告知手段と

を具備し、前記受信手段の出力信号に基づいて脈波の検出を行うことを特徴と

する脈波検出装置。

【請求項 18】 請求項 17 記載の脈波検出装置において、
前記伝送路測定手段の測定結果に基づき前記受信状態が良くなる方向に、前記
受信手段と前記送信手段の相対位置関係を変更する位置変更手段
を具備することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 19】 所定の波動を出射する送信手段と、
前記送信手段が出射した波動を受信して信号として出力する受信手段と、
前記受信手段の受信状態に基づき、前記波動の伝送路と生体の動脈血管断面の
位置関係を測定する伝送路測定手段と、
前記伝送路測定手段の測定結果に基づき、前記受信状態が良くなる方向に前記
受信手段と前記送信手段の相対位置関係を変更する位置変更手段
を具備し、前記受信手段の出力信号に基づいて脈波の検出を行うことを特徴と
する脈波検出装置。

【請求項 20】 請求項 17 乃至 19 いずれかに記載の脈波検出装置におい
て、
脈波の測定対象となる生体の体動成分を検出する体動成分検出手段を有し、
前記受信手段が受信した波動から前記体動成分検出手段が検出した体動成分を
除去して脈波を検出することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 21】 請求項 17 乃至 20 いずれかに記載の脈波検出装置におい
て、
前記波動は、光であることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 22】 請求項 17 乃至 20 いずれかに記載の脈波検出装置におい
て、
前記波動は、レーザー光であることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 23】 請求項 17 乃至 20 いずれかに記載の脈波検出装置におい
て、
前記波動は、偏光したレーザ光であることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 24】 請求項 17 乃至 19 いずれかに記載の脈波検出装置におい
て、

検出対象となる生体に装着される環状の装着部材を有し、
前記送信手段および前記受信手段は、前記装着部に装着されることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 2 5】 請求項 2 4 記載の脈波検出装置において、
前記装着部材は腕に巻回される形態であり、前記伝送路が前記腕の断面における橈骨と尺骨の間を通過するように、前記送信手段と受信手段の位置および波動の出射方向が設定されていることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 2 6】 散乱媒体に対して光（電磁波）を発する発光手段と、
前記発光手段により発せられる光を偏光化させる第 1 の偏光化手段と、
偏光化された光のうち前記散乱媒体による反射光を入射して、特定方向の偏光成分を通過させる第 2 の偏光化手段と、

第 2 の偏光化手段を通過した光を入射する受光手段と
を具備し、

前記受光手段は、
入射した光を共振させる光共振手段と、
前記光共振手段により共振された光に応じた信号を出力する出力手段と
からなることを特徴とする反射光検出器。

【請求項 2 7】 前記第 1 および第 2 の偏光化手段の偏光方向は、ともに同一であることを特徴とする請求項 2 6 記載の反射光検出器。

【請求項 2 8】 前記第 1 および第 2 の偏光化手段の偏光方向は、互いに直交する、または、逆回りである、ことを特徴とする請求項 2 6 記載の反射光検出器。

【請求項 2 9】 請求項 2 6 記載の反射光検出器において、
前記受光手段に入射する光のうち、所定の波長よりも短い波長の光を吸収する濾波手段を備えることを特徴とする反射光検出器。

【請求項 3 0】 請求項 2 6 記載の反射光検出器において、
前記散乱媒体に対して発せられる光を断続的にオンオフさせる光制御手段と、
光がオンされた場合において前記出力手段により出力される信号から、光がオフされた場合において前記出力手段により出力される信号を除去する第 1 の除去

手段と

を備えることを特徴とする散乱媒体の反射光検出器。

【請求項 3 1】 前記第 2 の偏光化手段および前記受光手段を少なくとも 2 組有し、

第 2 の偏光化手段による各偏光方向を、第 1 の偏光化手段による偏光方向に対して同一方向と、それと直交するまたは逆回りの 2 方向に、それぞれ設定したことを特徴とする請求項 2 記載の反射光検出器。

【請求項 3 2】 前記発光手段および前記第 1 の偏光化手段は、第 2 の偏光手段による偏光方向に対し同一方向の偏光と、それと直交するまたは逆回りの偏光とをそれぞれ出射可能とするものであることを特徴とする請求項 2 記載の反射光検出器。

【請求項 3 3】 請求項 3 2 記載の反射光検出器において、第 2 の偏光手段による偏光方向に対して同一方向の偏光と、それと直交するまたは逆回りの偏光とを、相補的に出射するように、前記発光手段を駆動する駆動手段と、

前記駆動回路が、前記第 2 の偏光化手段による偏光方向と同一方向の偏光を発するように発光手段を駆動した場合と、前記第 2 の偏光手段による偏光方向と直交するまたは逆回りの方向の偏光を発するように発光手段を駆動した場合とに分けて、前記出力手段の出力を抽出する抽出手段と

を備えることを特徴とする反射光検出器。

【請求項 3 4】 前記発光手段は、光反射層とその間に介挿された活性層とからなる半導体レーザであり、

前記第 1 の偏光化手段は、前記光反射層の形状を円形とするとともに、前記活性層への注入電流を変調させることで、前記半導体レーザによる光を 2 方向に偏光化した

ことを特徴とする請求項 3 2 記載の反射光検出器。

【請求項 3 5】 前記発光手段は、光反射層とその間に介挿された活性層とからなる半導体レーザであり、

前記第 1 の偏光化手段は、前記光反射層の形状を長方形とすることで、前記半

導体レーザにより発せられる光を偏光化させるものであり、

前記光反射層の短辺方向が互いに 90 度となるように配置することで、前記散乱媒体に発する光を 2 方向に偏光化した

ことを特徴とする請求項 32 記載の反射光検出器。

【請求項 36】 前記発光手段として、光反射層とその間に介挿された活性層とからなる半導体レーザを用いることを特徴とする請求項 26 記載の反射光検出器。

【請求項 37】 前記受光手段として、光反射層とその間に介挿された空乏層とからなるフォトダイオードを用い、

前記光共振手段は前記光反射層の 2 層により構成され、

前記出力手段は前記空乏層に吸収された光量に応じて電流を発生することを特徴とする請求項 26 記載の反射光検出器。

【請求項 38】 前記発光手段として、光反射層とその間に介挿された活性層とからなる半導体レーザを用いる一方、

前記受光手段として、光反射層とその間に介挿された空乏層とからなるフォトダイオードを用い、

前記光共振手段は前記光反射層の 2 層により構成され、

前記出力手段は前記空乏層に吸収された光量に応じて電流を発生することを特徴とする請求項 26 記載の反射光検出器。

【請求項 39】 前記発光手段および前記受光手段は、同一半導体基板上に形成されたものであり、一体として、または、分離して用いることを特徴とする請求項 37 記載の反射光検出器。

【請求項 40】 請求項 26 記載の反射光検出器において、

前記発光手段は、生体に対し光を発し、

前記受光手段は、当該生体による反射光を入射して、

前記出力手段は、当該生体における脈波を検出する
を特徴とする脈波検出装置。

【請求項 41】 請求項 40 記載の脈波検出装置において、
生体の体動を検出する体動検出手段と、

前記出力手段により出力された信号から、前記体動検出手段により検出された体動成分を除去して、脈波として出力する第２の除去手段と
を備えることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項４２】 請求項４０記載の脈波検出装置において、
生体の体動を検出する体動検出手段と、
前記体動検出手段により検出された体動成分から当該生体が安静状態にあるか否かを判別手段と、

前記判別手段が安静状態にあると判別した場合、前記出力手段をそのまま脈波として出力する一方、前記判別手段が安静状態にないと判別した場合、前記出力手段により出力された信号から、前記体動検出手段により検出された体動成分を除去して、脈波として出力する第３の除去手段と
を備えることを特徴とする脈波検出装置。

[1998年9月11日(11.09.98)国際事務局受理:出願当初の請求の範囲18, 20-24は補正された;出願当初の請求の範囲17は取り下げられた;新しい請求の範囲43-49が加えられた;他の請求の範囲は変更なし。(9頁)]

【請求項1】 レーザ光の偏光面を変調して伝送信号として出射する送信機と、

所定の偏光状態の光を選択的に受光する受光手段を有する受信機とを有することを特徴とする偏光通信装置。

【請求項2】 請求項1記載の偏光通信装置において、前記送信機および受信機のうちの一つを強散乱媒体内に配置することを特徴とする偏光通信装置。

【請求項3】 請求項1記載の偏光通信装置において、前記送信機および受信機を強散乱媒体内に配置し、前記送信機および受信機を前記強散乱媒体の外に配置することを特徴とする偏光通信装置。

【請求項4】 請求項2または3記載の偏光通信装置において、前記強散乱媒体は、生体であることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項5】 請求項2または3記載の偏光通信装置において、前記強散乱媒体は、人体であることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項6】 請求項1記載の偏光通信装置において、強散乱媒体内には、前記送信機および前記受信機からなる体内送受信装置を配置し、

前記強散乱媒体の外には、前記送信機および前記受信機からなる体外送受信装置を配置し、

前記体内送受信装置と前記体外送受信装置との間で通信をすることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項7】 請求項1記載の偏光通信装置において、強散乱媒体内には、前記送信機と、受光量に応じた信号を出力する受光量検出手段を有する光量受信機とからなる体内送受信装置を配置し、

前記強散乱媒体の外には、発光量を変調して伝送信号として出射する光強度送信機と、前記受信機とをからなる体外送受信装置を配置し、

前記体内送受信装置と前記体外送受信装置との間で通信をすることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 8】 請求項 1 記載の偏光通信装置において、強散乱媒体内には、発光量を変調して伝送信号として出射する光強度送信機と、前記受信機とをからなる体内送受信装置を配置し、

前記強散乱媒体の外には、前記送信機と、受光量に応じた信号を出力する受光量検出手段を有する光量受信機とからなる体外送受信装置を配置し、

前記体内送受信装置と前記体外送受信装置との間で通信をすることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 9】 請求項 1 乃至 8 記載の偏光通信装置において、前記送信機は、異なる偏光方向を持つ面発光レーザ素子を同一半導体基板上に複数生成した発光手段と、

前記面発光レーザ素子を選択的に給電する駆動手段とを有することを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 10】 請求項 7 または 8 記載の偏光通信装置において、前記光強度送信機は、面発光レーザを光源とすることを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 11】 請求項 9 記載の偏光通信装置において、前記送信機は、通常の通信では、前記発光手段における複数の面発光レーザのうちの一部の面発光レーザのみを前記駆動手段が駆動し、

前記駆動手段が駆動している面発光レーザが所望の状態ではなくなったときは、前記通常の通信では使用していない前記発光手段における面発光レーザを前記駆動手段が駆動することを特徴とする偏光通信装置。

【請求項 12】 異なる偏光方向を持つ複数の面発光レーザ素子を同一半導

体基板上に生成した

ことを特徴とするアレー型面発光レーザ。

【請求項 13】 異なる偏光方向を持つ複数の面発光レーザ素子を同一半導体基板上に生成した発光手段と、

前記面発光レーザ素子を選択的に給電する駆動手段とを有することを特徴とする送信機。

【請求項 14】 請求項 13 記載の送信機において、前記駆動手段は、送信信号に対応させて、所望の偏光方向の前記面発光レーザ素子を選択的に給電することを特徴とする送信機。

【請求項 15】 生体内に設けられ、レーザ光の偏光面を変調して伝送信号として出射する生体埋込型送信機と、前記生体外に設けられ、所定の偏光状態の光を選択的に受光する受光手段、前記受光手段の受光信号に対応した表示を行う表示部、および前記受光手段が前記生体埋込型送信機の出射光を受光するように前記受光手段を前記生体に固定する装着手段を有する生体装着型受信機と

を具備することを特徴とする生体用偏光通信装置。

【請求項 16】 請求項 15 記載の生体用偏光通信装置において、前記生体埋込型送信機内に設けられ、所定の偏光状態の光を選択的に受光する第 2 受光手段と、前記生体装着型受信機内に設けられ前記第 2 受光手段に対して、レーザ光の偏光面を変調して伝送信号として出射する第 2 送信機とを具備し、前記生体埋込型送信機と前記生体装着型受信機との間で全 2 重通信を行うことを特徴とする生体用偏光通信装置。

【請求項 17】 (削除)

【請求項 18】 (補正後) 所定の波動を出射する送信手段と、前記送信手段が出射した波動を受信して信号として出力する受信手段と、前記受信手段の受信状態に基づき、前記波動の伝送路と生体の動脈血管断面の位置関係を測定する伝送路測定手段と、前記伝送路測定手段の測定結果を告知する告知手段と、

前記伝送路測定手段の測定結果に基づき前記受信状態が良くなる方向に、前記受信手段と前記送信手段の相対位置関係を変更する位置変更手段

を具備し、前記受信手段の出力信号に基づいて脈波の検出を行うことを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 19】 所定の波動を出射する送信手段と、
前記送信手段が出射した波動を受信して信号として出力する受信手段と、
前記受信手段の受信状態に基づき、前記波動の伝送路と生体の動脈血管断面の位置関係を測定する伝送路測定手段と、

前記伝送路測定手段の測定結果に基づき、前記受信状態が良くなる方向に前記受信手段と前記送信手段の相対位置関係を変更する位置変更手段

を具備し、前記受信手段の出力信号に基づいて脈波の検出を行うことを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 20】 (補正後) 請求項 18 又は 19 に記載の脈波検出装置において、

脈波の測定対象となる生体の体動成分を検出する体動成分検出手段を有し、
前記受信手段が受信した波動から前記体動成分検出手段が検出した体動成分を除去して脈波を検出することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 21】 (補正後) 請求項 18 乃至 20 いずれかに記載の脈波検出装置において、

前記波動は、光であることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 22】 (補正後) 請求項 18 乃至 20 いずれかに記載の脈波検出装置において、

前記波動は、レーザー光であることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 23】 (補正後) 請求項 18 乃至 20 いずれかに記載の脈波検出装置において、

前記波動は、偏光したレーザー光であることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 24】 (補正後) 請求項 18 又は 19 に記載の脈波検出装置において、

検出対象となる生体に装着される環状の装着部材を有し、

前記送信手段および前記受信手段は、前記装着部に装着されることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 25】 請求項 24 記載の脈波検出装置において、

前記装着部材は腕に巻回される形態であり、前記伝送路が前記腕の断面における橈骨と尺骨の間を通過するように、前記送信手段と受信手段の位置および波動の出射方向が設定されていることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 26】 散乱媒体に対して光（電磁波）を発する発光手段と、
前記発光手段により発せられる光を偏光化させる第 1 の偏光化手段と、
偏光化された光のうち前記散乱媒体による反射光を入射して、特定方向の偏光成分を通過させる第 2 の偏光化手段と、

第 2 の偏光化手段を通過した光を入射する受光手段と
を具備し、

前記受光手段は、

入射した光を共振させる光共振手段と、

前記光共振手段により共振された光に応じた信号を出力する出力手段と
からなることを特徴とする反射光検出器。

【請求項 27】 前記第 1 および第 2 の偏光化手段の偏光方向は、ともに同一であることを特徴とする請求項 26 記載の反射光検出器。

【請求項 28】 前記第 1 および第 2 の偏光化手段の偏光方向は、互いに直交する、または、逆回りである、ことを特徴とする請求項 26 記載の反射光検出器。

【請求項 29】 請求項 26 記載の反射光検出器において、
前記受光手段に入射する光のうち、所定の波長よりも短い波長の光を吸収する濾波手段を備えることを特徴とする反射光検出器。

【請求項 30】 請求項 26 記載の反射光検出器において、
前記散乱媒体に対して発せられる光を断続的にオンオフさせる光制御手段と、
光がオンされた場合において前記出力手段により出力される信号から、光がオフされた場合において前記出力手段により出力される信号を除去する第 1 の除去手段と

を備えることを特徴とする散乱媒体の反射光検出器。

【請求項 3 1】 前記第 2 の偏光化手段および前記受光手段を少なくとも 2 組有し、

第 2 の偏光化手段による各偏光方向を、第 1 の偏光化手段による偏光方向に対して同一方向と、それと直交するまたは逆回りの 2 方向に、それぞれ設定したことを特徴とする請求項 2 6 記載の反射光検出器。

【請求項 3 2】 前記発光手段および前記第 1 の偏光化手段は、第 2 の偏光手段による偏光方向に対し同一方向の偏光と、それと直交するまたは逆回りの偏光とをそれぞれ出射可能とするものであることを特徴とする請求項 2 6 記載の反射光検出器。

【請求項 3 3】 請求項 3 2 記載の反射光検出器において、第 2 の偏光手段による偏光方向に対して同一方向の偏光と、それと直交するまたは逆回りの偏光とを、相補的に出射するように、前記発光手段を駆動する駆動手段と、

前記駆動回路が、前記第 2 の偏光化手段による偏光方向と同一方向の偏光を発するように発光手段を駆動した場合と、前記第 2 の偏光手段による偏光方向と直交するまたは逆回りの方向の偏光を発するように発光手段を駆動した場合とに分けて、前記出力手段の出力を抽出する抽出手段と

を備えることを特徴とする反射光検出器。

【請求項 3 4】 前記発光手段は、光反射層とその間に介挿された活性層とからなる半導体レーザであり、

前記第 1 の偏光化手段は、前記光反射層の形状を円形とするとともに、前記活性層への注入電流を変調させることで、前記半導体レーザによる光を 2 方向に偏光化した

ことを特徴とする請求項 3 2 記載の反射光検出器。

【請求項 3 5】 前記発光手段は、光反射層とその間に介挿された活性層とからなる半導体レーザであり、

前記第 1 の偏光化手段は、前記光反射層の形状を長方形とすることで、前記半導体レーザにより発せられる光を偏光化させるものであり、

前記光反射層の短辺方向が互いに90度となるように配置することで、前記散乱媒体に発する光を2方向に偏光化した

ことを特徴とする請求項32記載の反射光検出器。

【請求項36】 前記発光手段として、光反射層とその間に介挿された活性層とからなる半導体レーザを用いることを特徴とする請求項26記載の反射光検出器。

【請求項37】 前記受光手段として、光反射層とその間に介挿された空乏層とからなるフォトダイオードを用い、

前記光共振手段は前記光反射層の2層により構成され、
前記出力手段は前記空乏層に吸収された光量に応じて電流を発生することを特徴とする請求項26記載の反射光検出器。

【請求項38】 前記発光手段として、光反射層とその間に介挿された活性層とからなる半導体レーザを用いる一方、

前記受光手段として、光反射層とその間に介挿された空乏層とからなるフォトダイオードを用い、

前記光共振手段は前記光反射層の2層により構成され、
前記出力手段は前記空乏層に吸収された光量に応じて電流を発生することを特徴とする請求項26記載の反射光検出器。

【請求項39】 前記発光手段および前記受光手段は、同一半導体基板上に形成されたものであり、一体として、または、分離して用いることを特徴とする請求項37記載の反射光検出器。

【請求項40】 請求項26記載の反射光検出器において、
前記発光手段は、生体に対し光を発し、
前記受光手段は、当該生体による反射光を入射して、
前記出力手段は、当該生体における脈波を検出する
を特徴とする脈波検出装置。

【請求項41】 請求項40記載の脈波検出装置において、
生体の体動を検出する体動検出手段と、
前記出力手段により出力された信号から、前記体動検出手段により検出された

体動成分を除去して、脈波として出力する第2の除去手段と
を備えることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項42】 請求項40記載の脈波検出装置において、
生体の体動を検出する体動検出手段と、
前記体動検出手段により検出された体動成分から当該生体が安静状態にあるか
否かを判別手段と、

前記判別手段が安静状態にあると判別した場合、前記出力手段をそのまま脈波
として出力する一方、前記判別手段が安静状態にないと判別した場合、前記出力
手段により出力された信号から、前記体動検出手段により検出された体動成分を
除去して、脈波として出力する第3の除去手段と
を備えることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項43】 (追加) 所定の波動を出射する送信手段と、
前記送信手段が出射した波動を受信して信号として出力する受信手段と、
前記受信手段の受信状態に基づき、前記波動の伝送路と生体の動脈血管断面の
位置関係を測定する伝送路測定手段と、
前記伝送路測定手段の測定結果を告知する告知手段と、
脈波の測定対象となる生体の体動成分を検出する体動成分検出手段とを有し、
前記受信手段が受信した波動から前記体動成分検出手段が検出した体動成分を
除去して脈波を検出することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項44】 (追加) 請求項43に記載の脈波検出装置において、
前記波動は、光であることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項45】 (追加) 請求項43に記載の脈波検出装置において、
前記波動は、レーザー光であることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項46】 (追加) 請求項43に記載の脈波検出装置において、
前記波動は、偏光したレーザー光であることを特徴とする脈波検出装置。

【請求項47】 (追加) 偏光したレーザー光を出射する送信手段と、
前記送信手段が出射した前記レーザー光を受信して信号として出力する受信手段
と、
前記受信手段の受信状態に基づき、前記レーザー光の伝送路と生体の動脈血管断

面の位置関係を測定する伝送路測定手段と、

前記伝送路測定手段の測定結果を告知する告知手段と

を具備し、前記受信手段の出力信号に基づいて脈波の検出を行うことを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 4 8】 （追加）所定の波動を出射する送信手段と、

前記送信手段が出射した波動を受信して信号として出力する受信手段と、

前記受信手段の受信状態に基づき、前記波動の伝送路と生体の動脈血管断面の位置関係を測定する伝送路測定手段と、

前記伝送路測定手段の測定結果を告知する告知手段と、

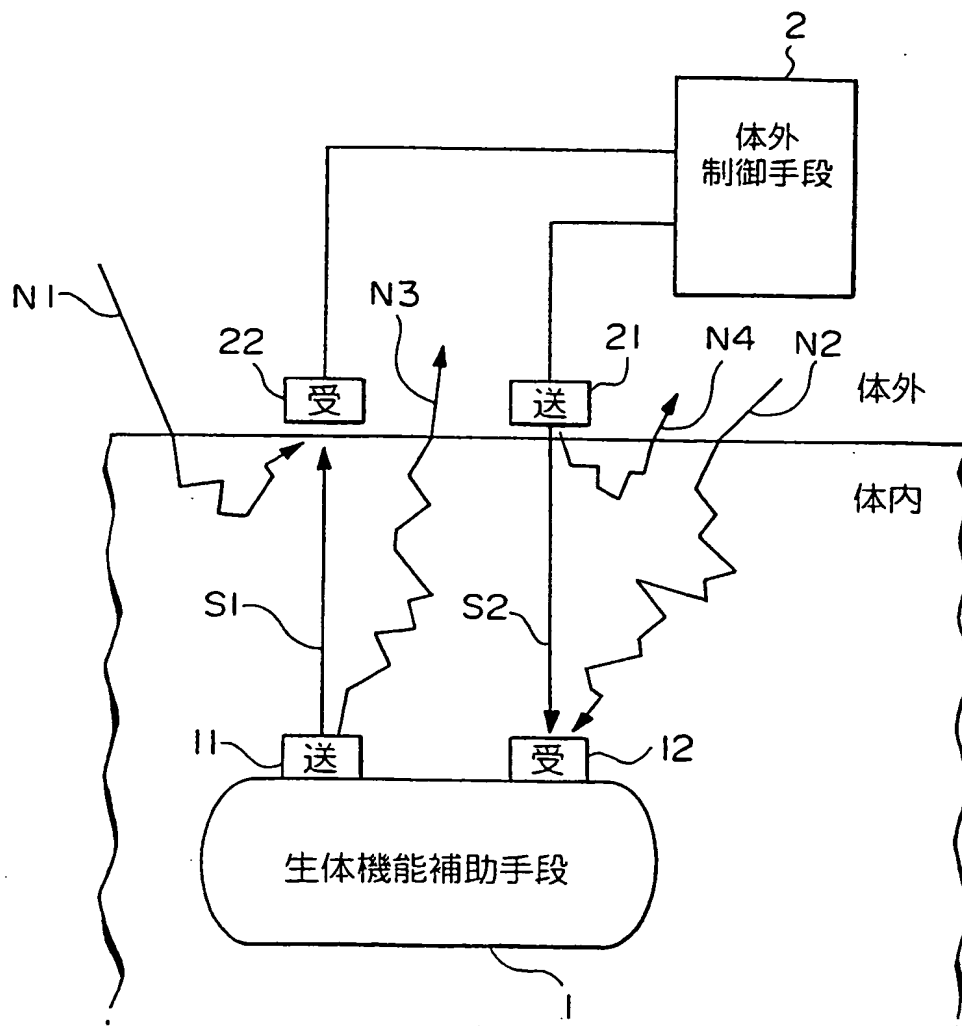
検出対象となる生体に装着される環状の装着部材とを有し、

前記送信手段および前記受信手段は、前記装着部に装着され、前記受信手段の出力信号に基づいて脈波の検出を行うことを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 4 9】 （追加）請求項 4 8 記載の脈波検出装置において、

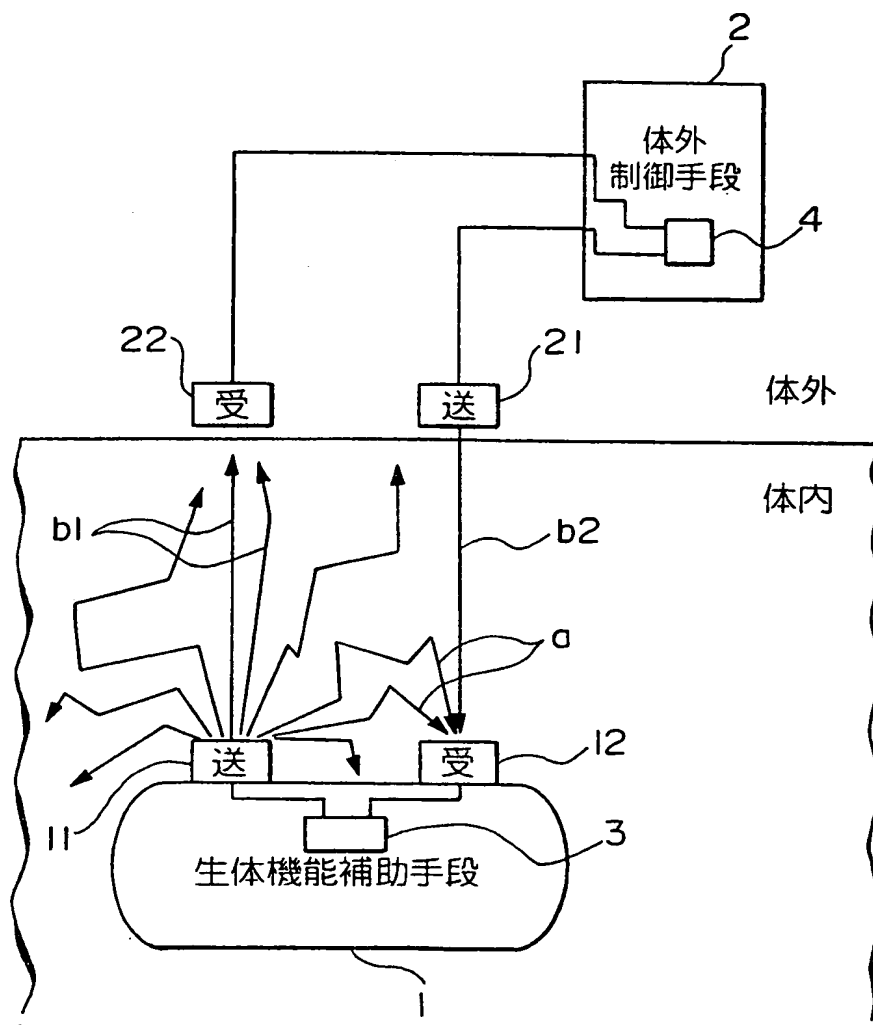
前記装着部材は腕に巻回される形態であり、前記伝送路が前記腕の断面における橈骨と尺骨の間を通過するように、前記送信手段と受信手段の位置および波動の出射方向が設定されていることを特徴とする脈波検出装置。

図 1



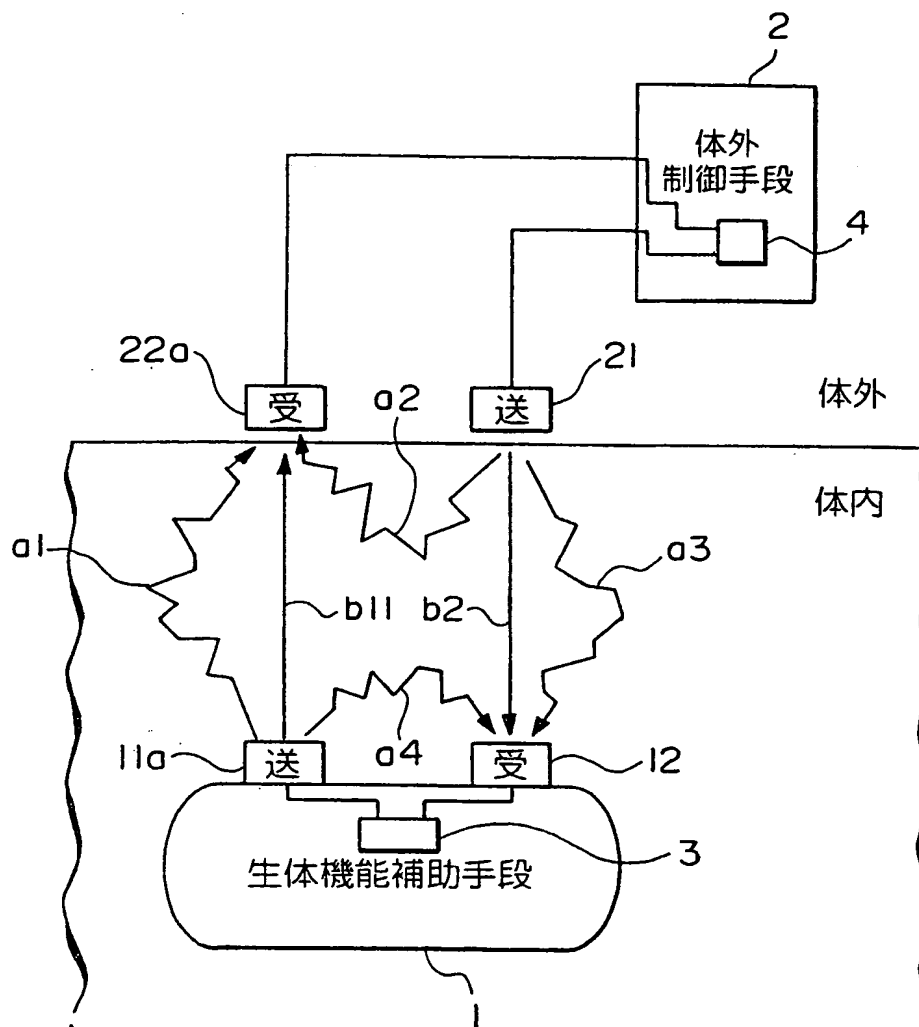
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 2



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 3



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 4

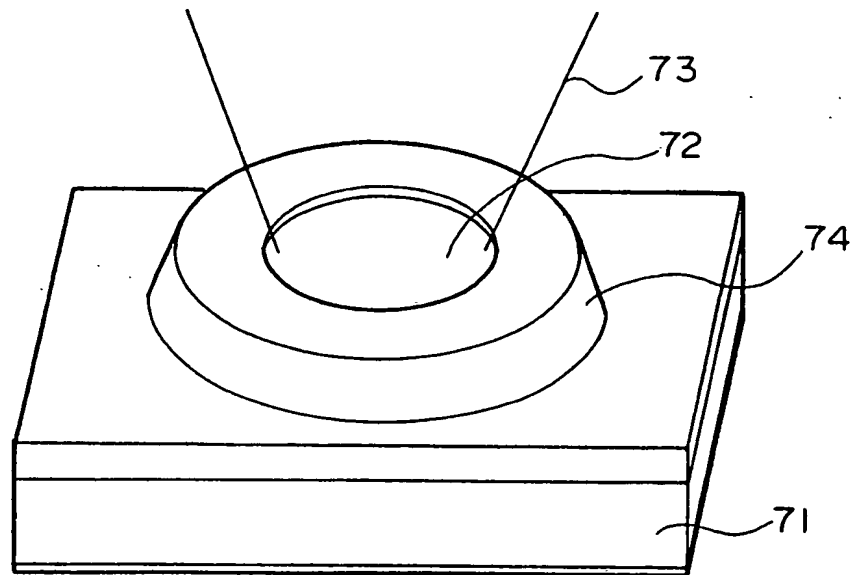
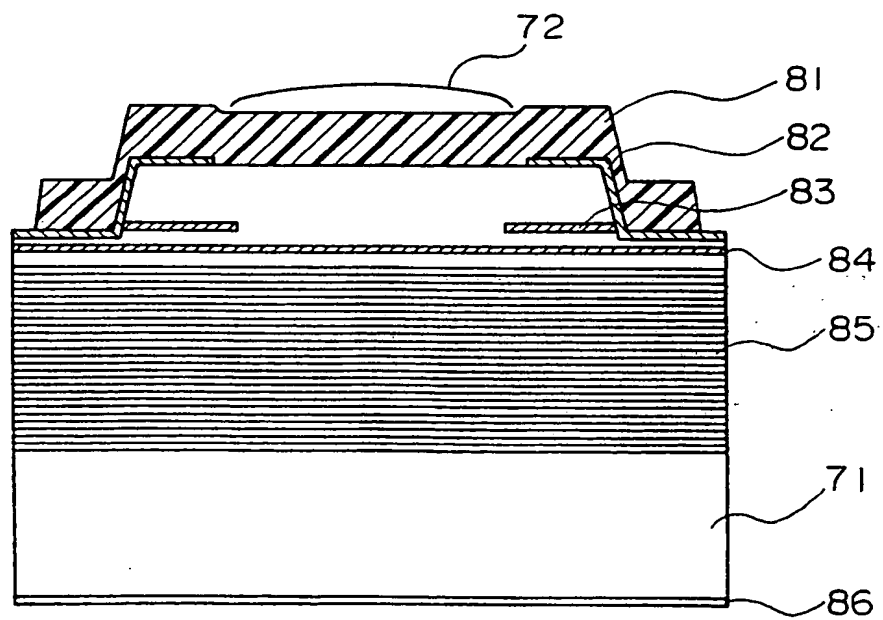


図 5



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 6

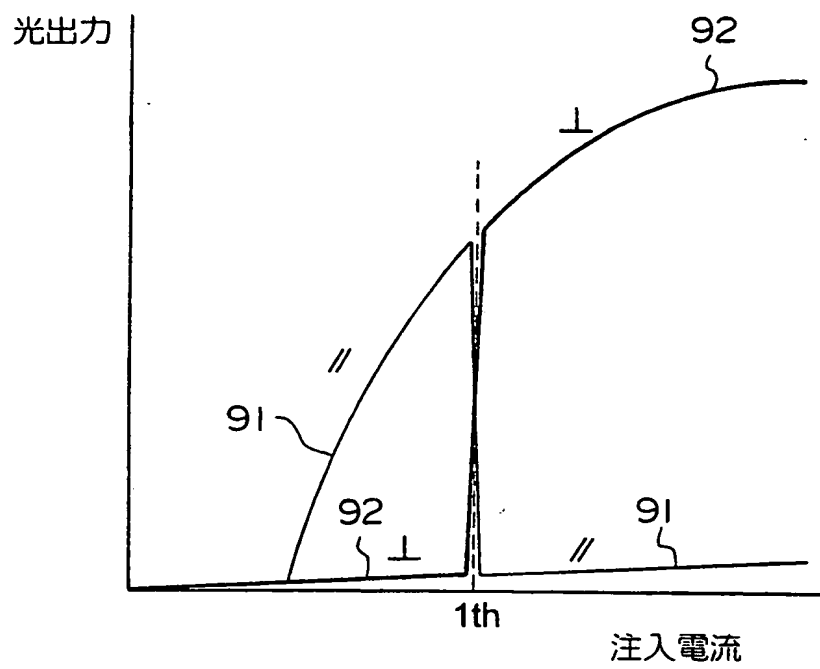
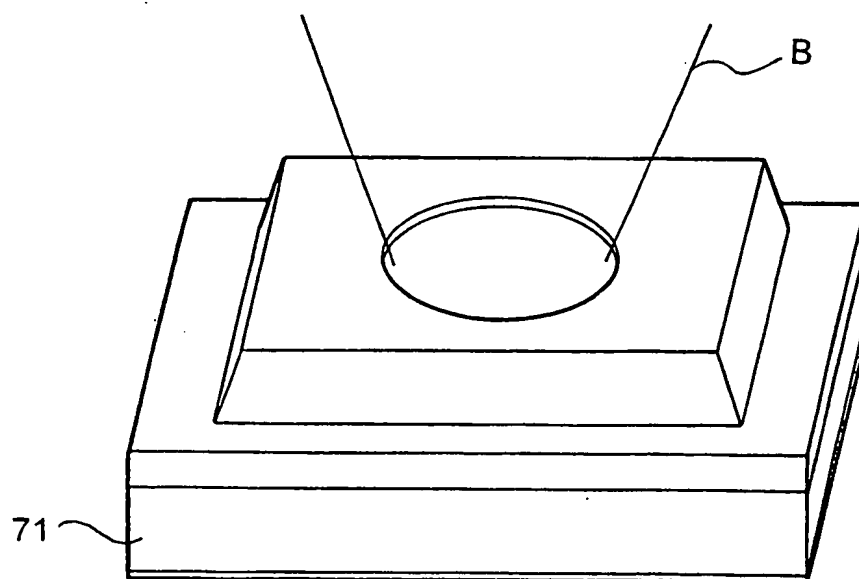
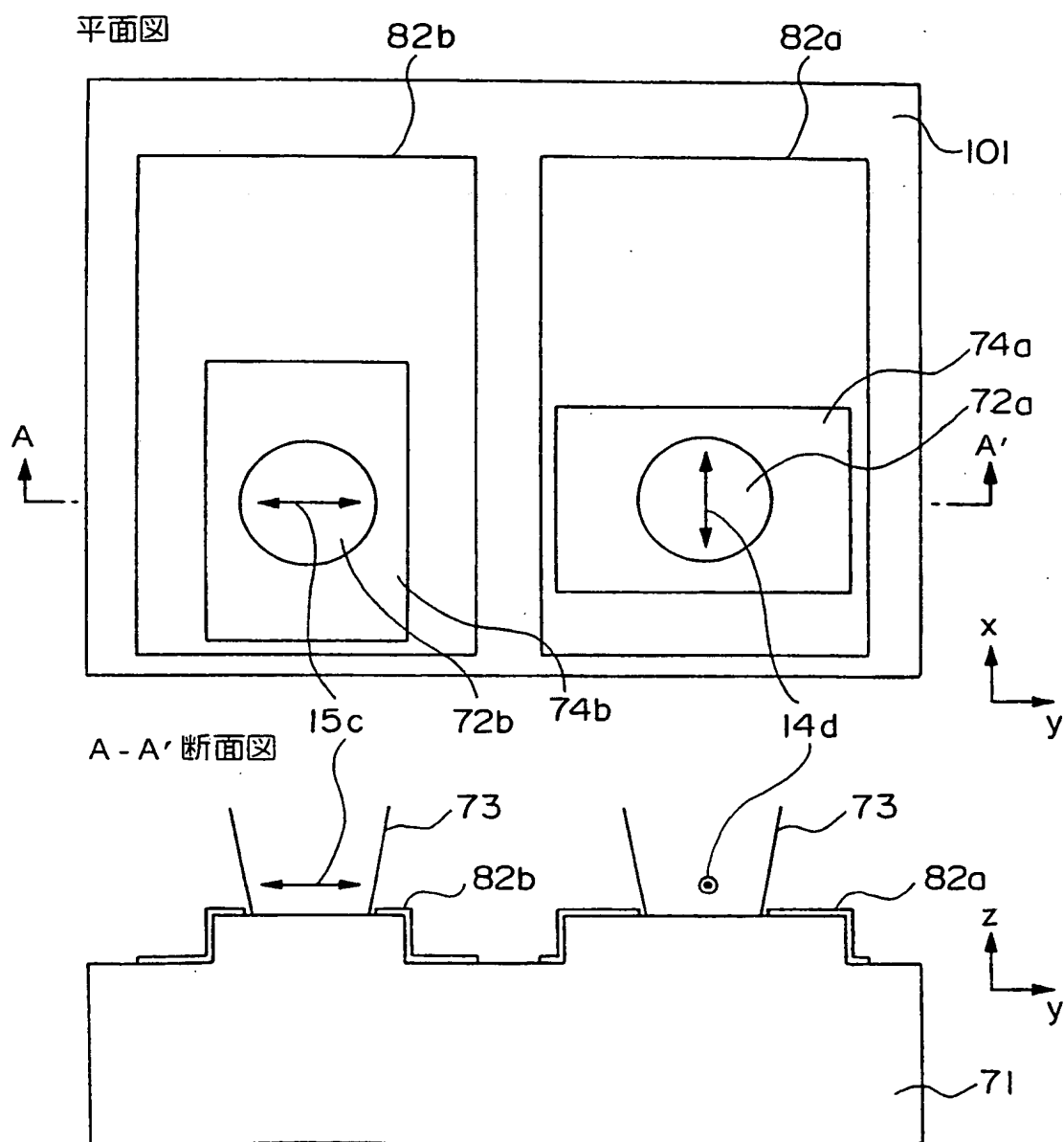


図 7



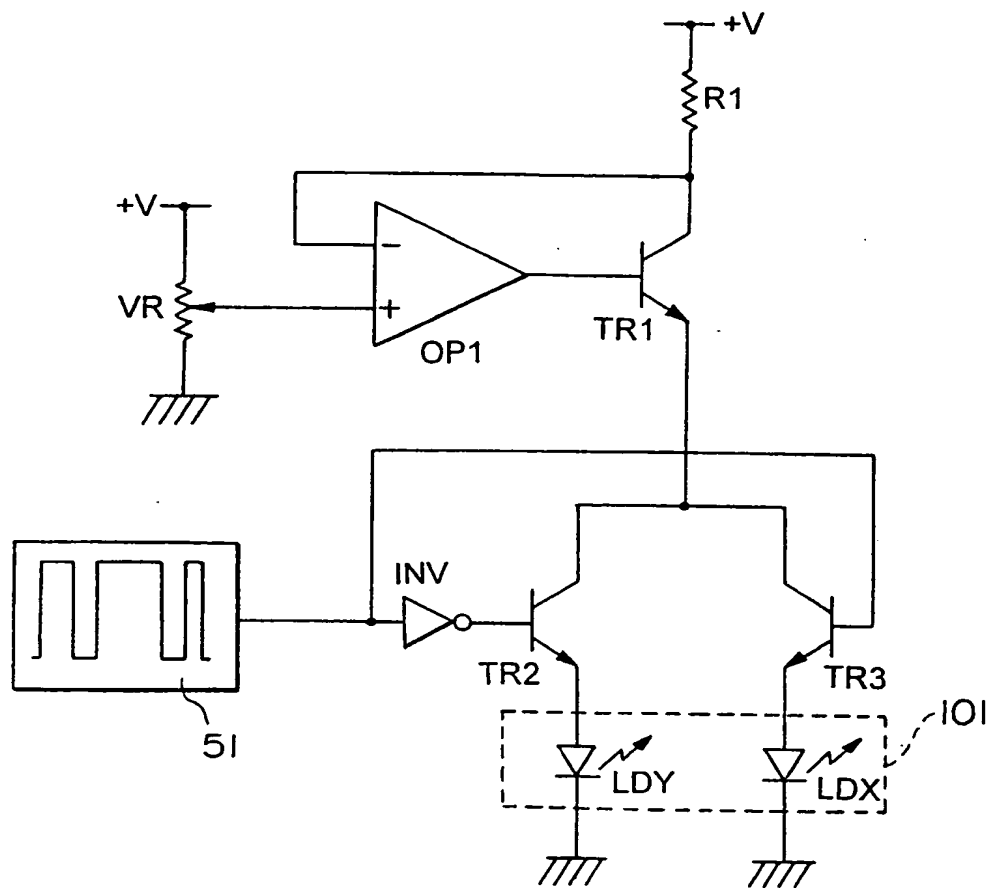
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 8



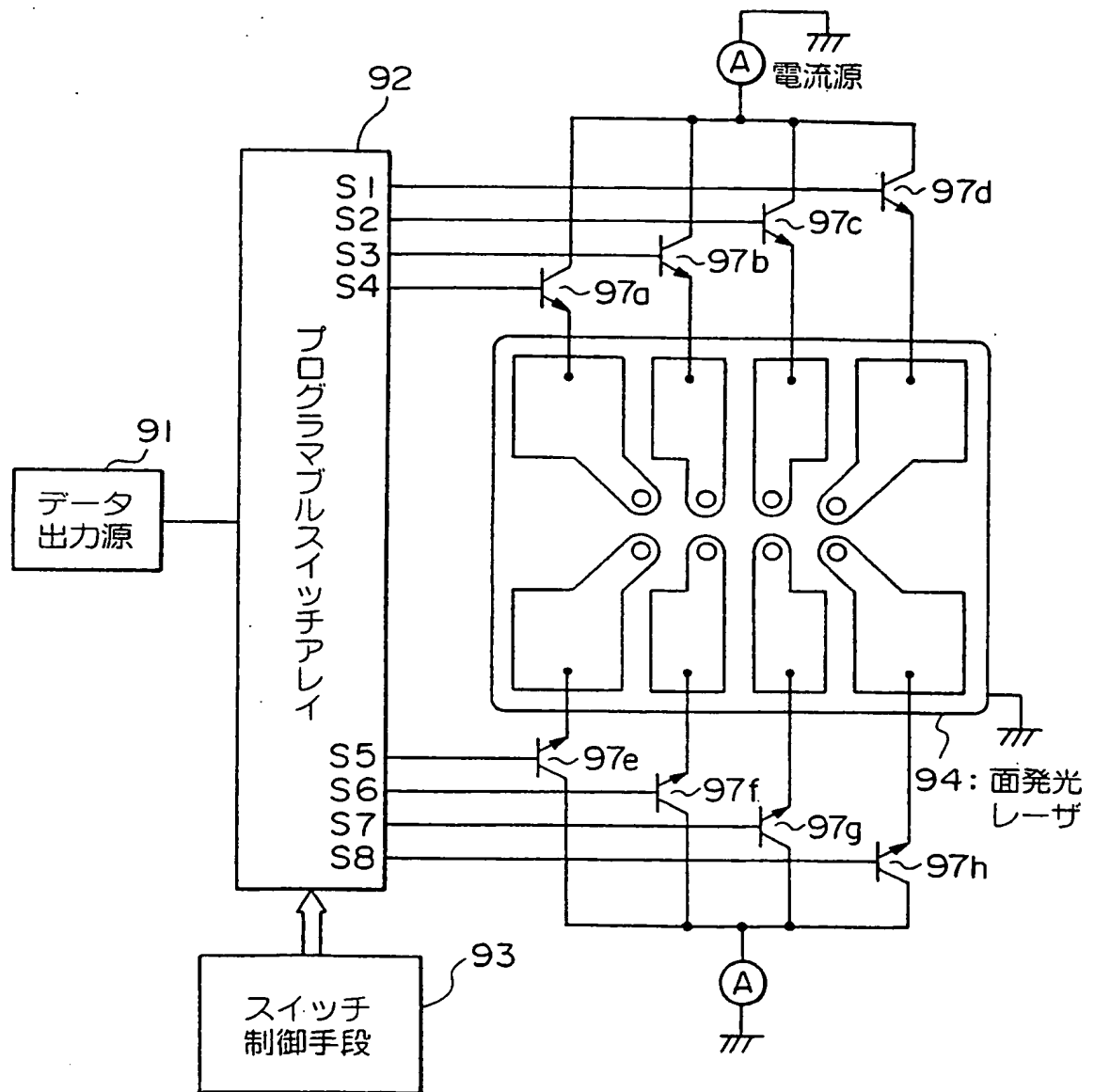
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 9



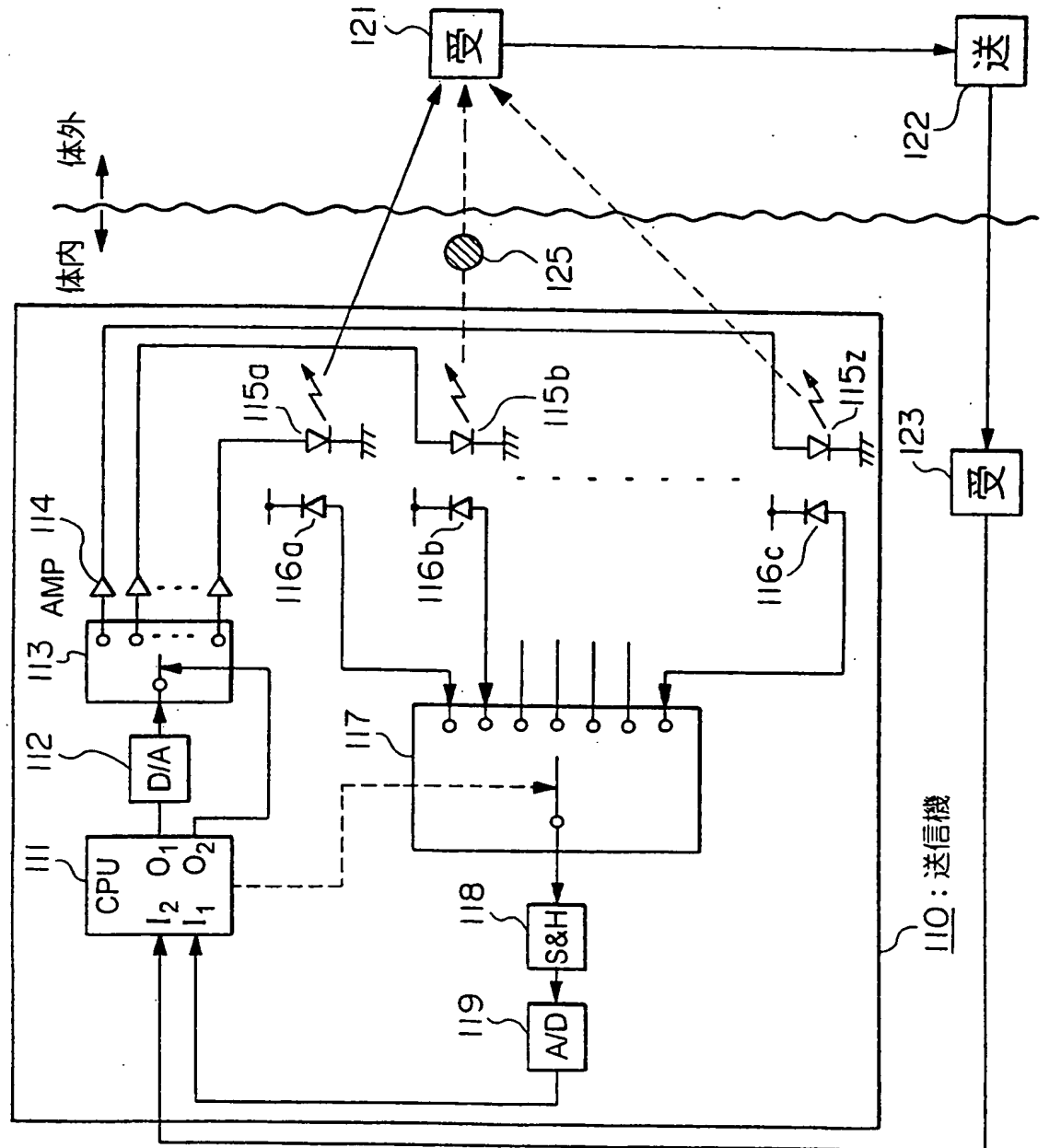
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 10



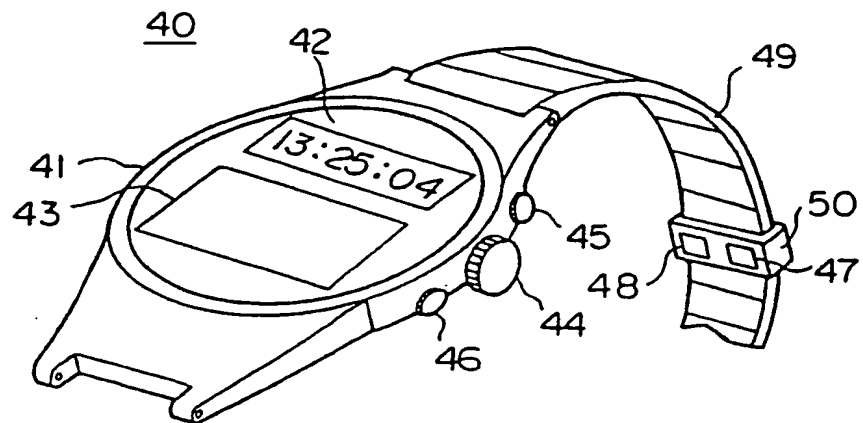
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 11



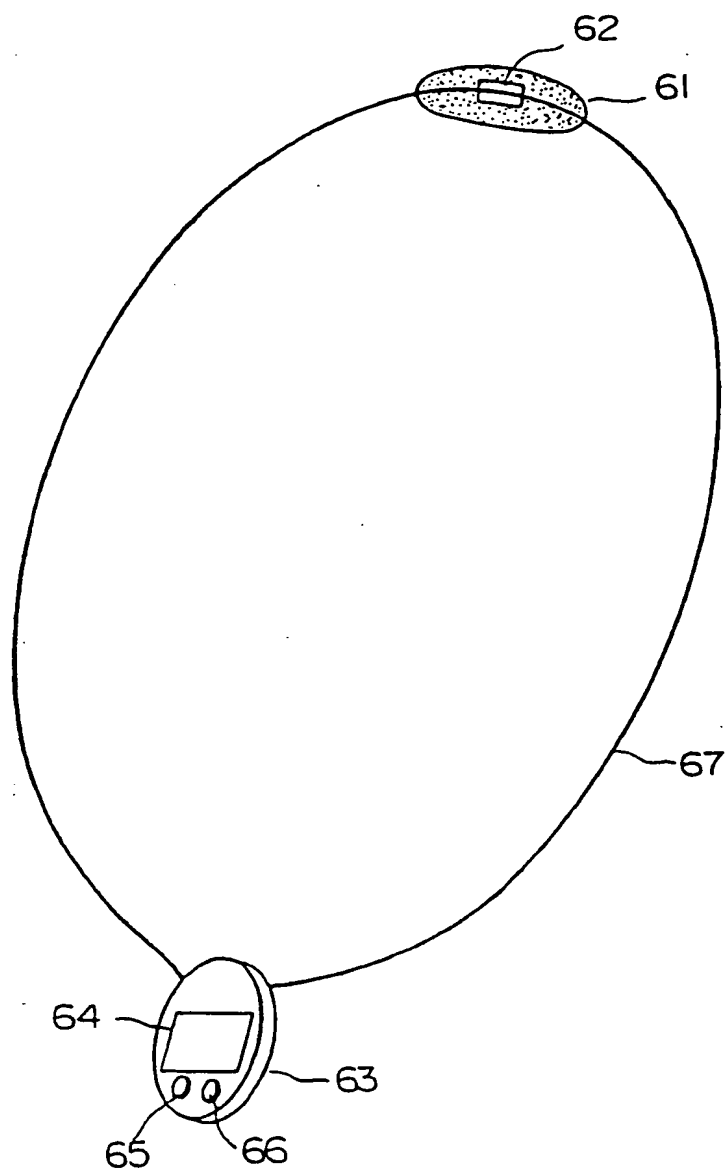
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 12



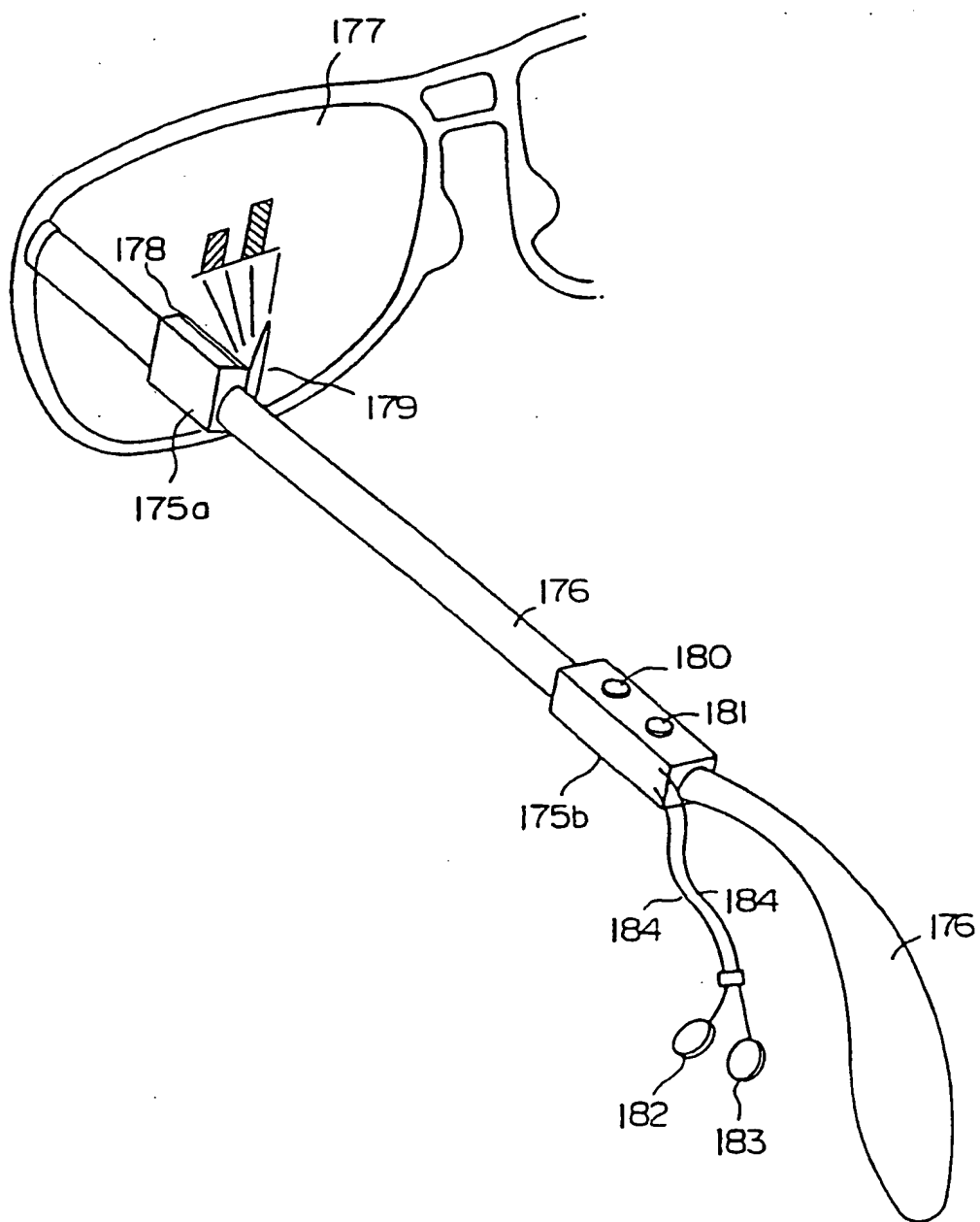
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 13



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 14



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 15

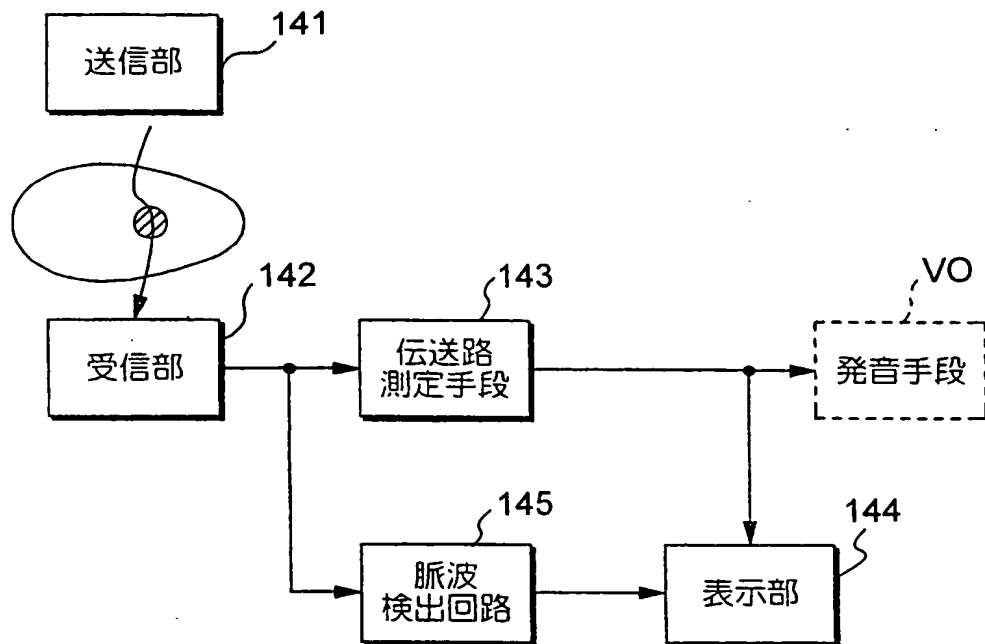
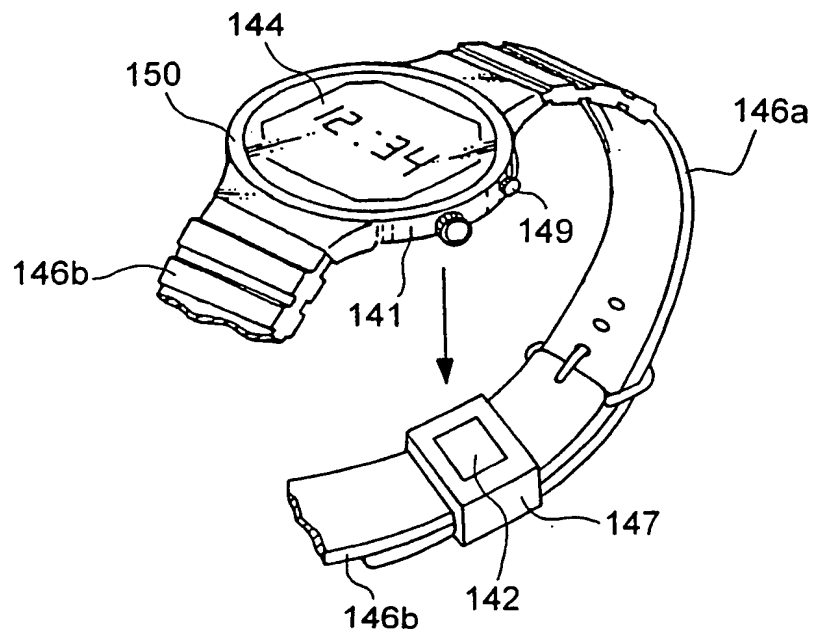


図 16



THIS PAGE BLANK (USPTO)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 19

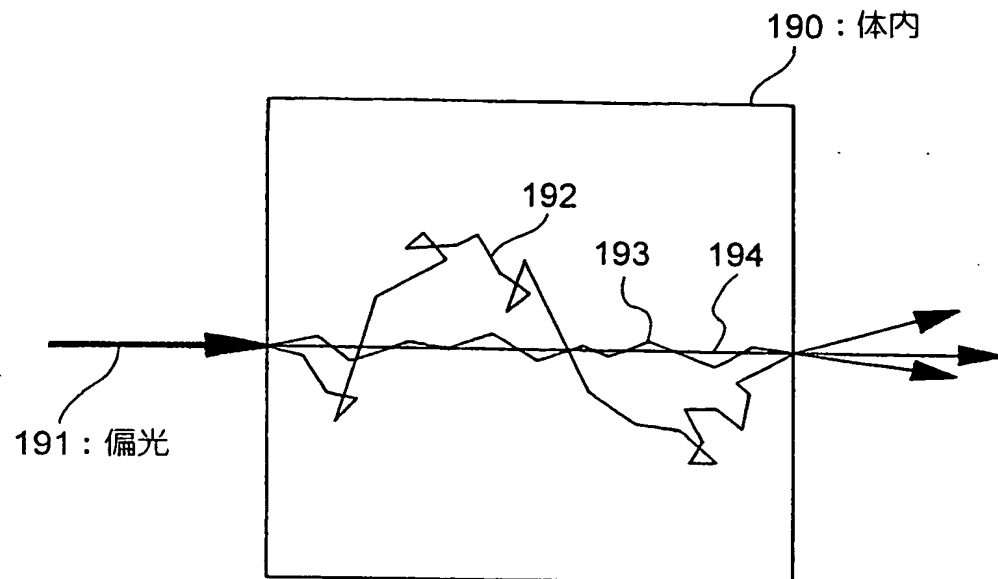
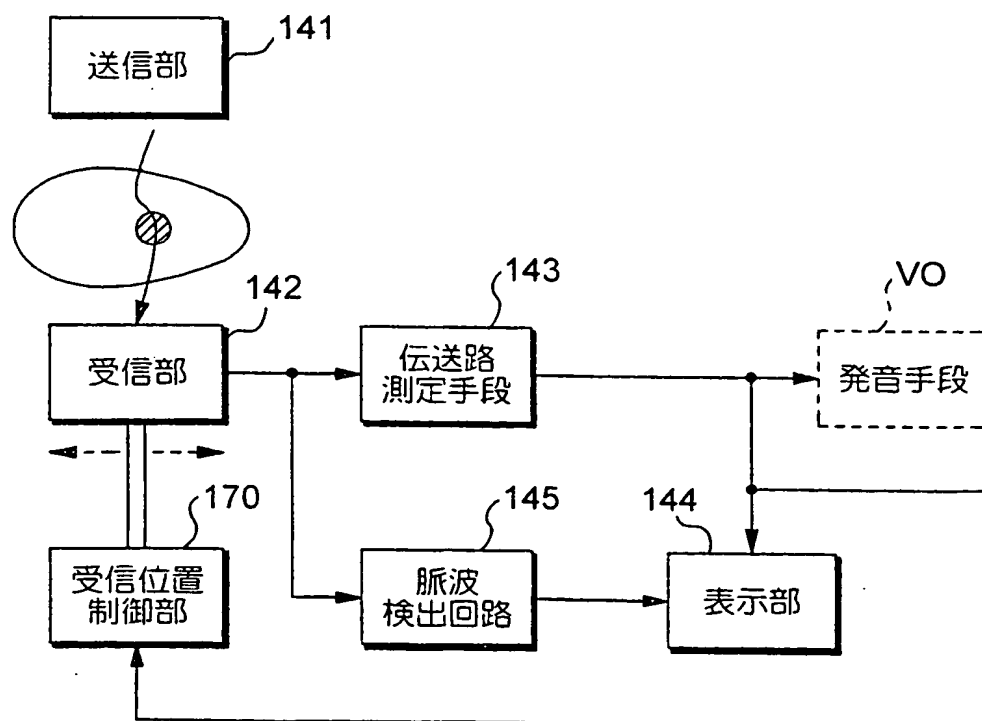


図 20



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 21

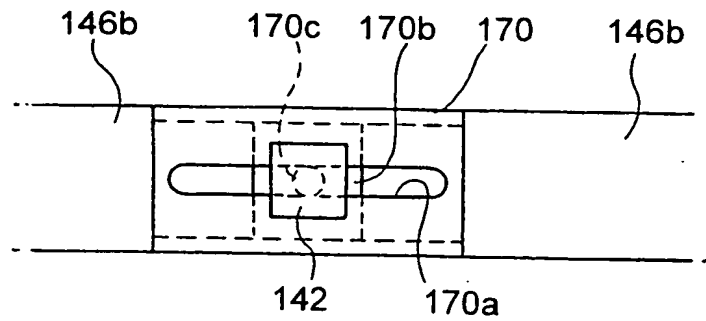


図 22

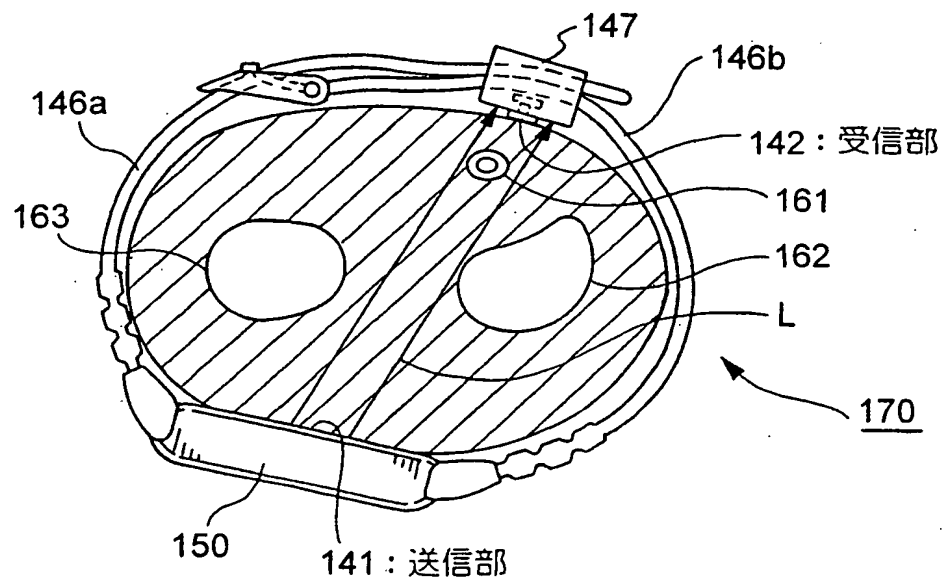
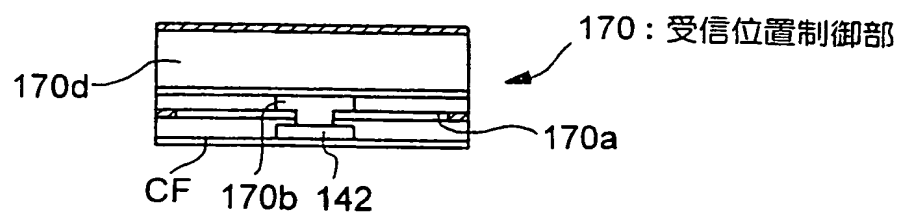


図 23



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 24

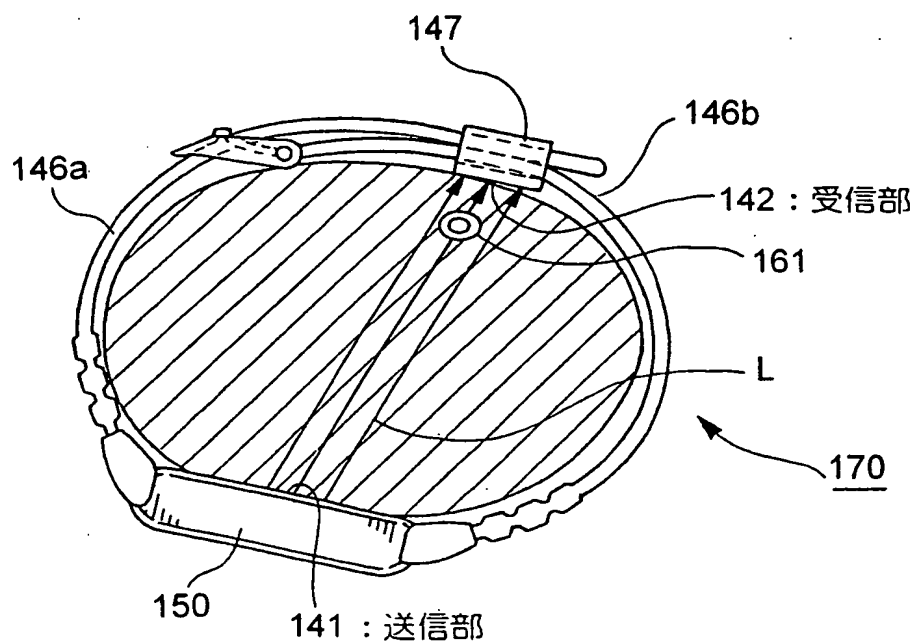
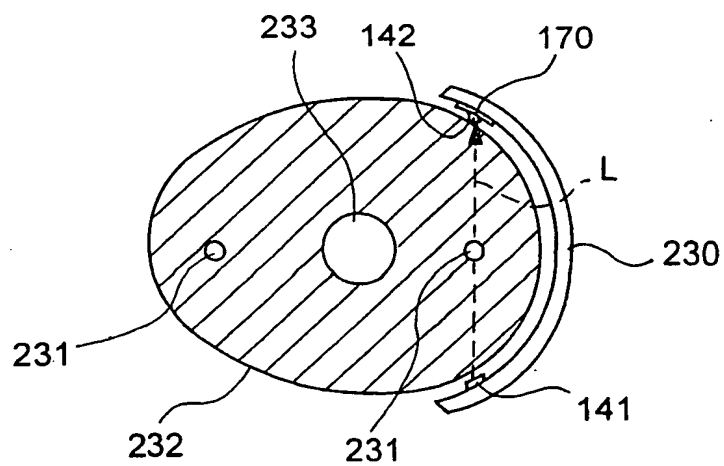
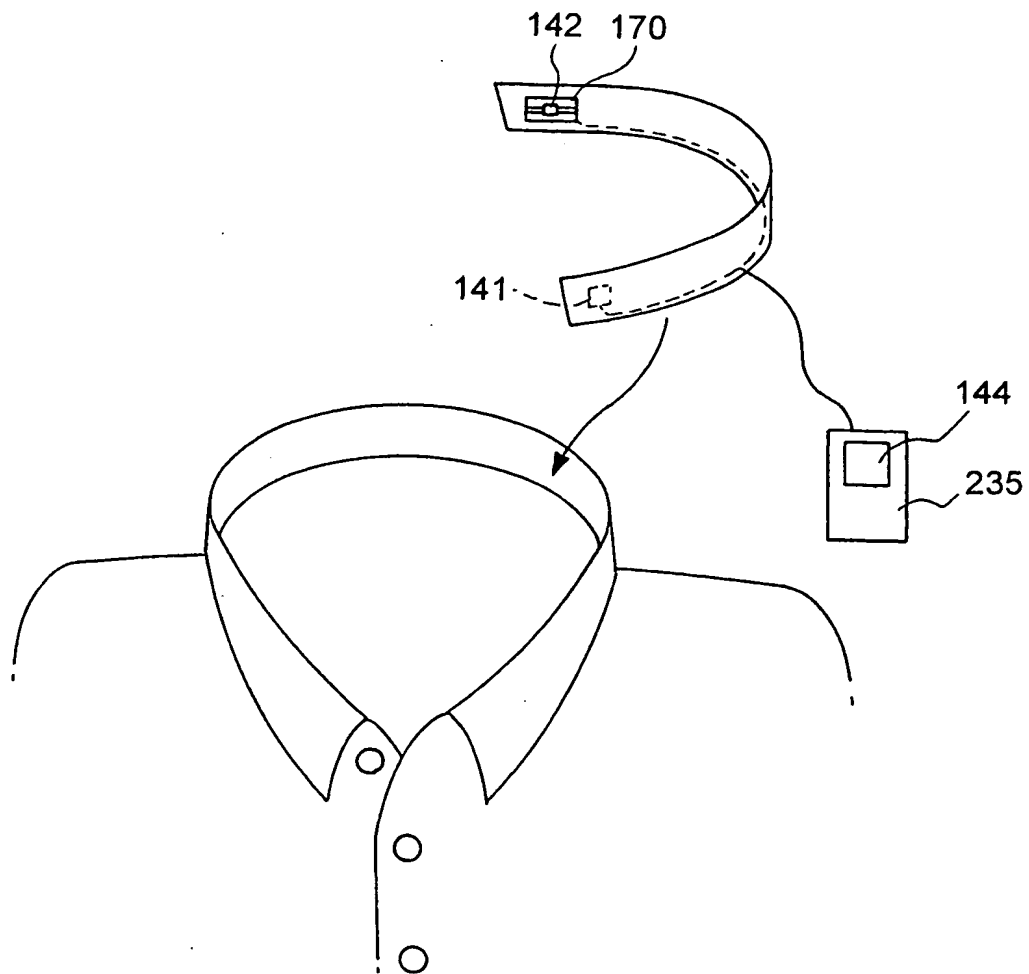


図 25



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 26



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 27

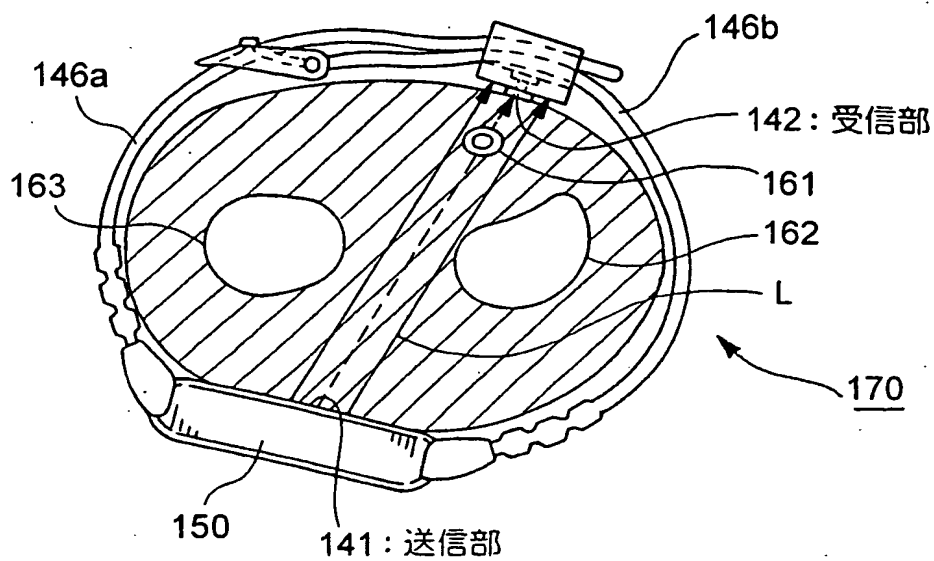
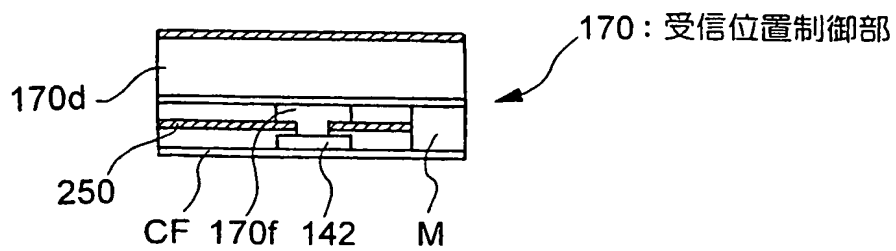


図 28



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 29

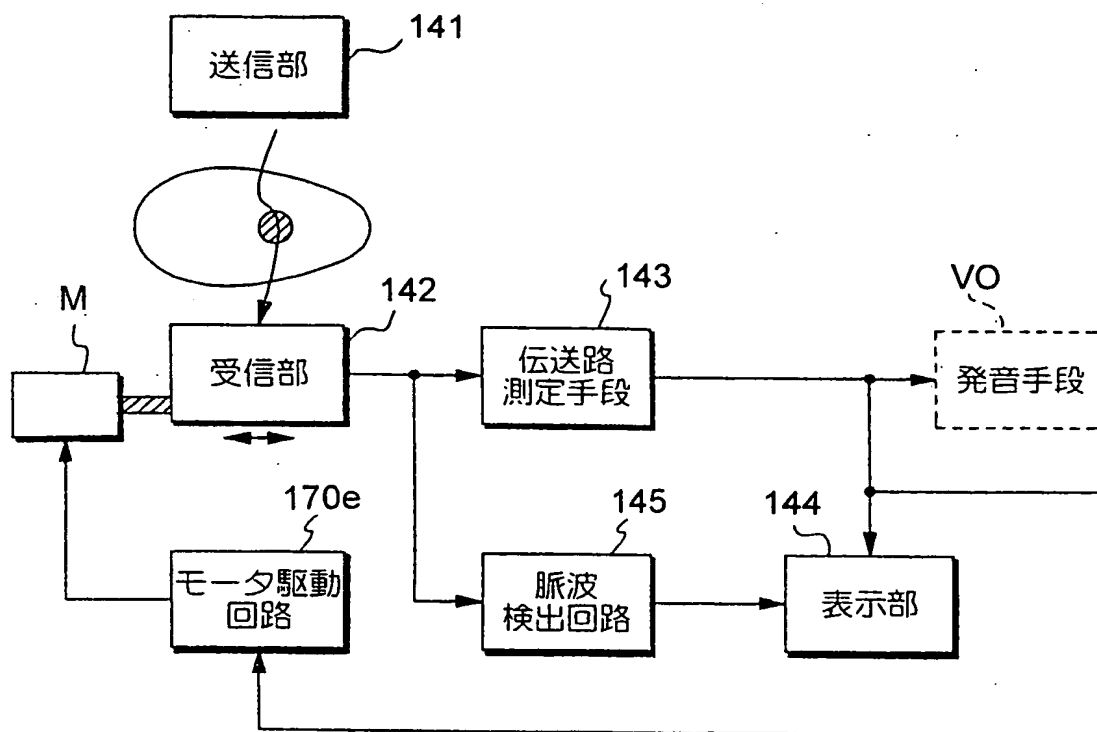
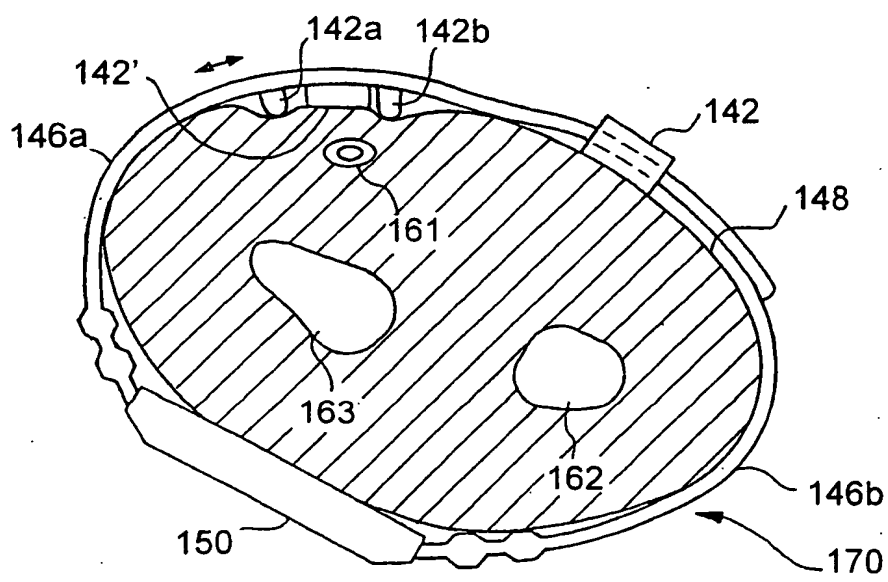
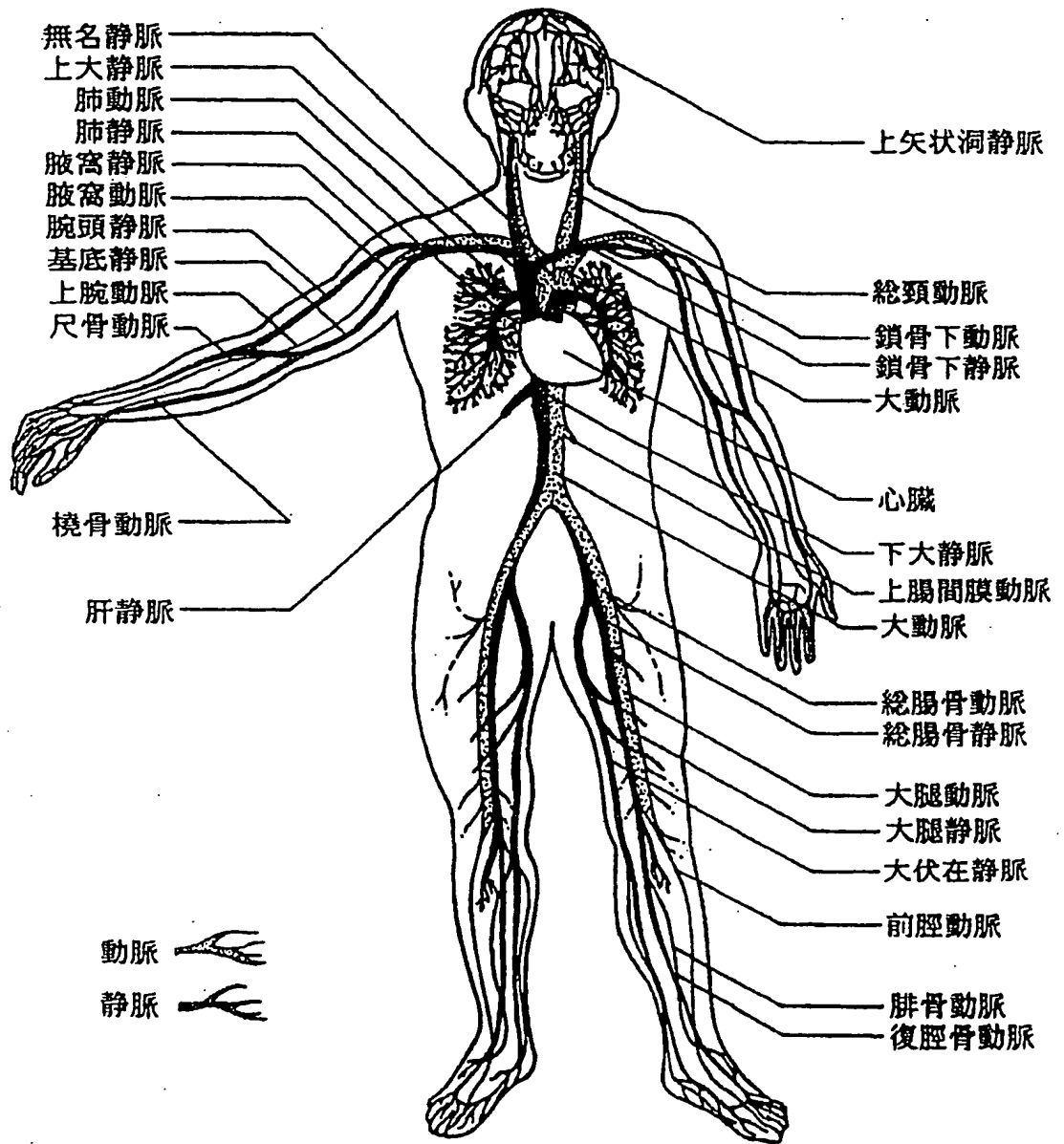


図 30



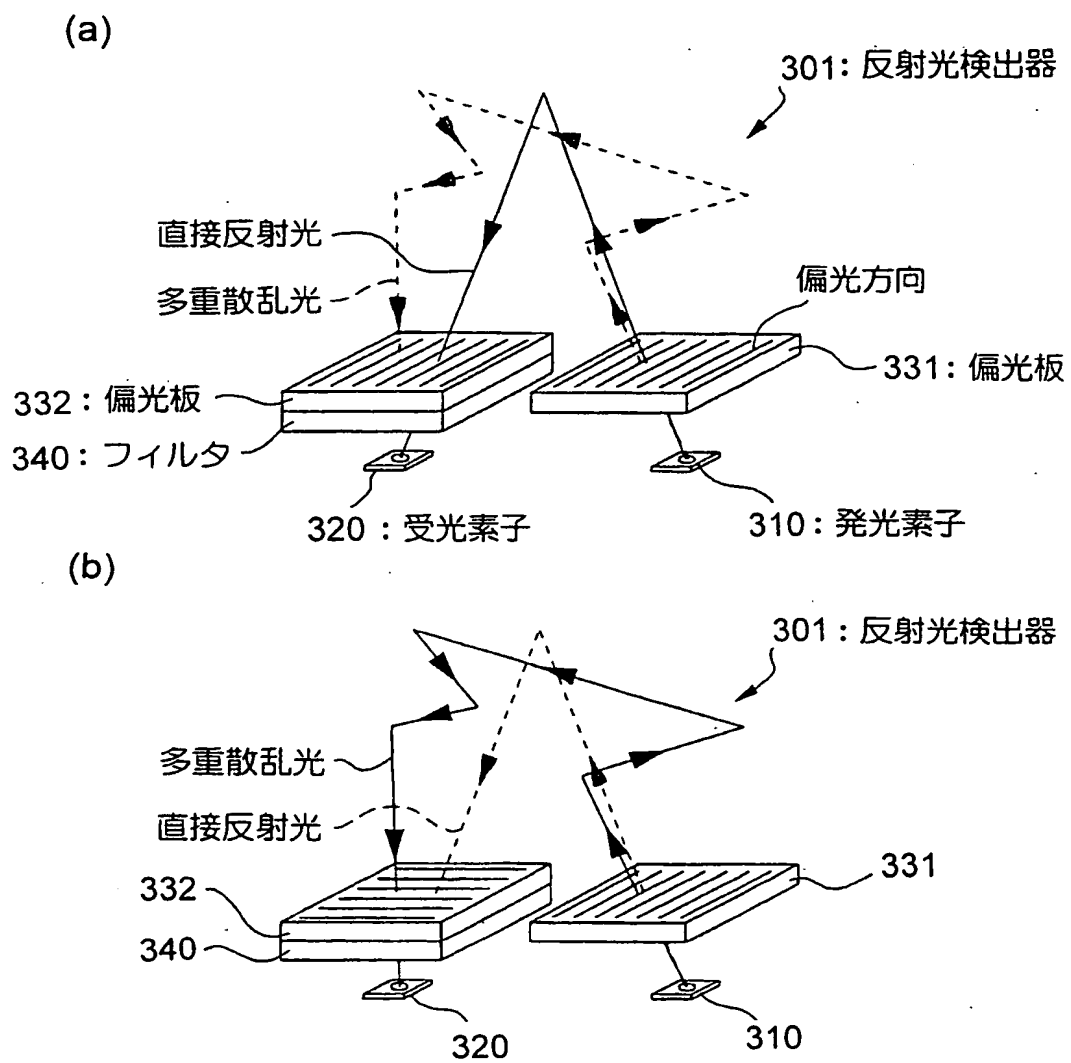
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 31



THIS PAGE BLANK (USPTO)

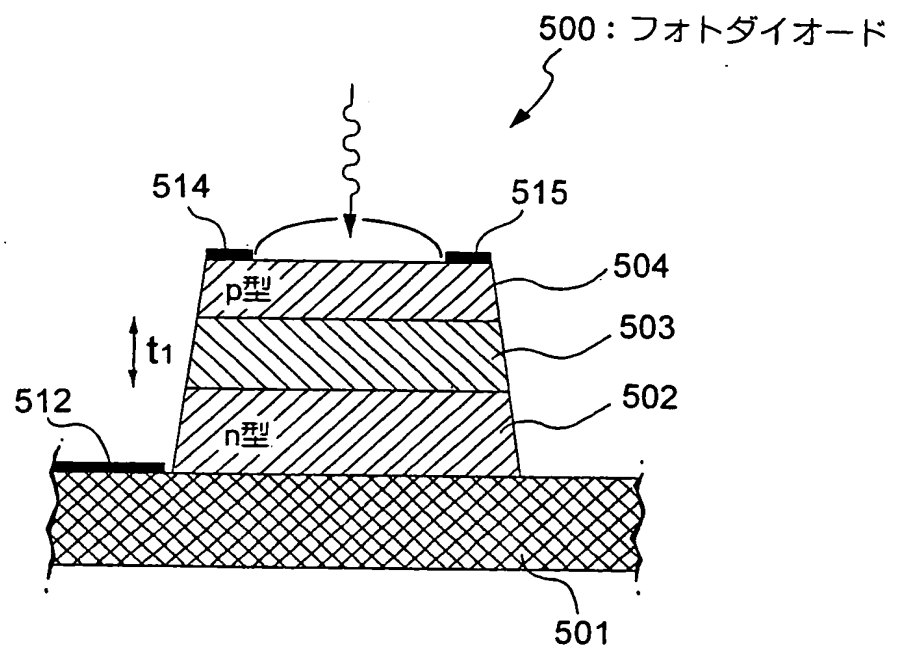
図 32



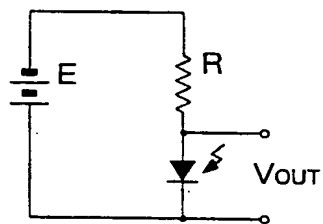
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 33

(a)

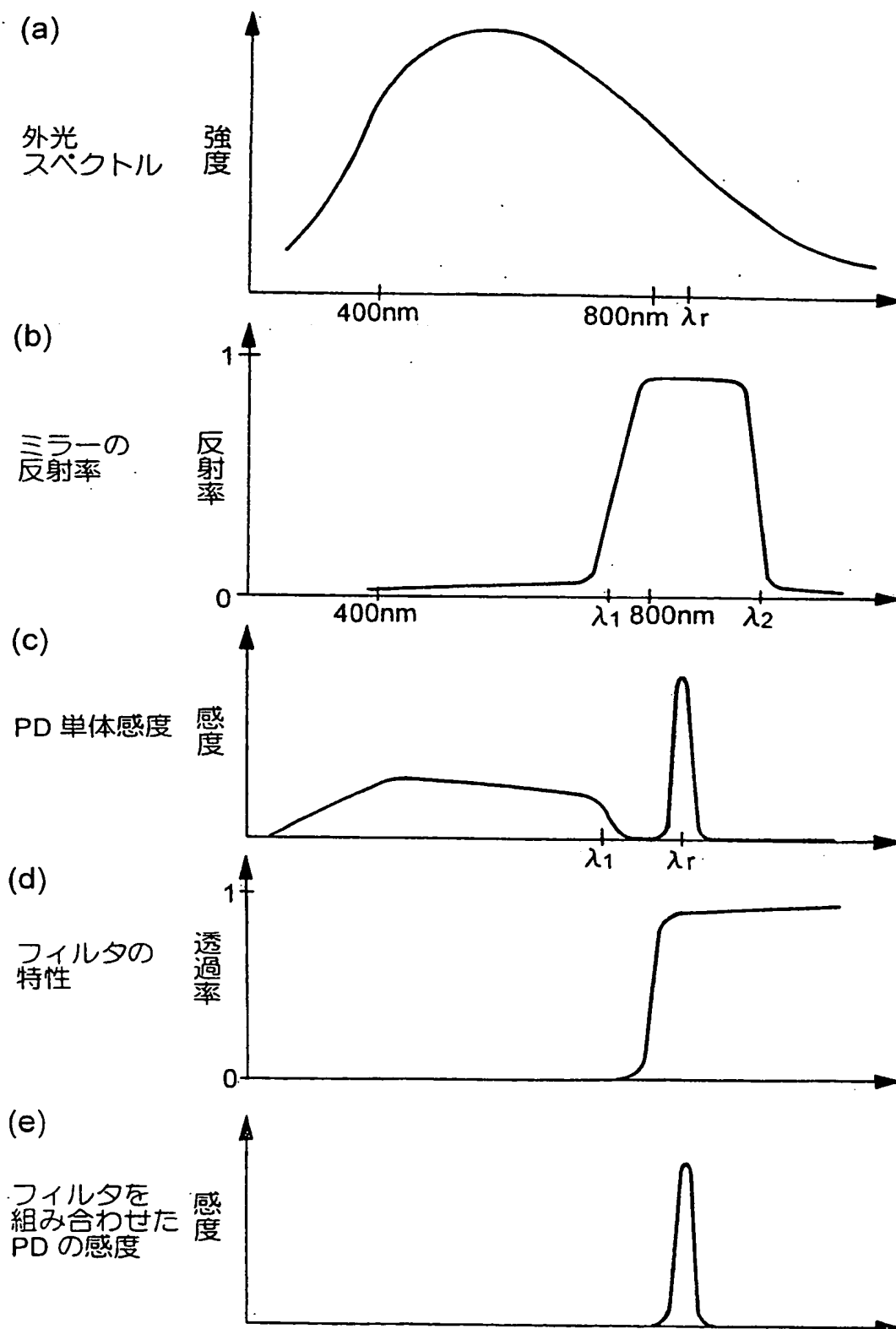


(b)



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 34



THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 35

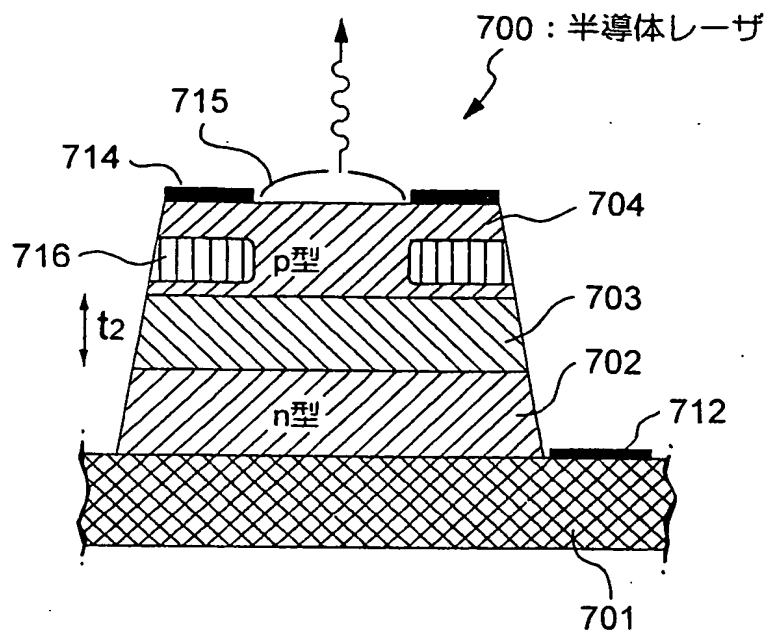
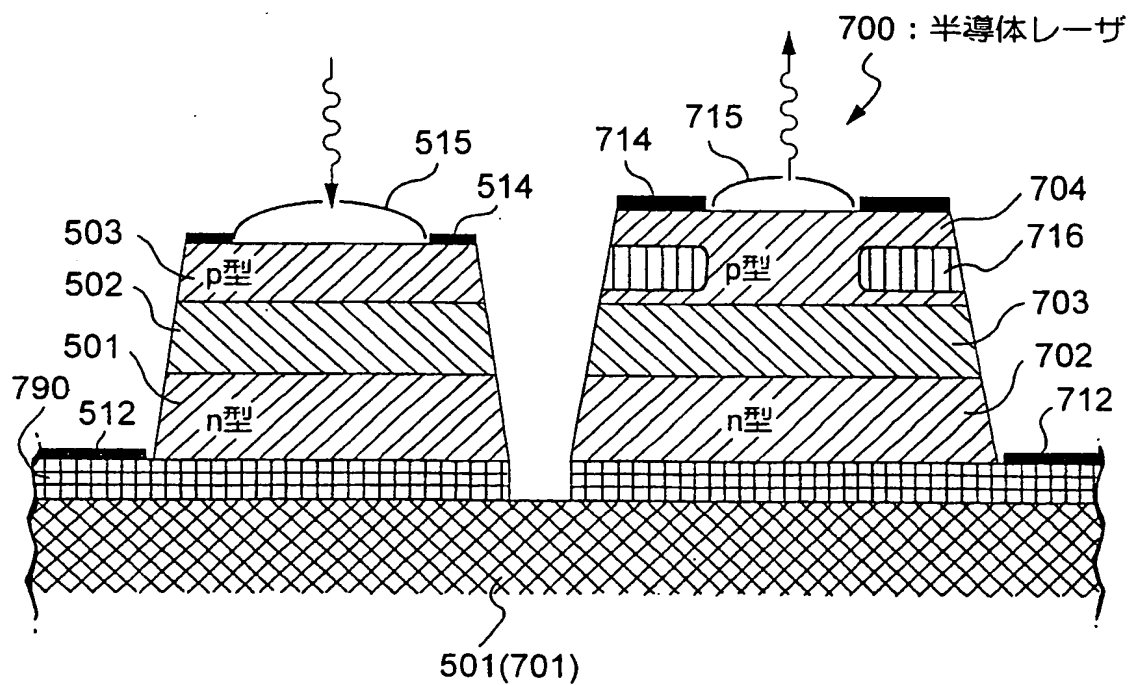
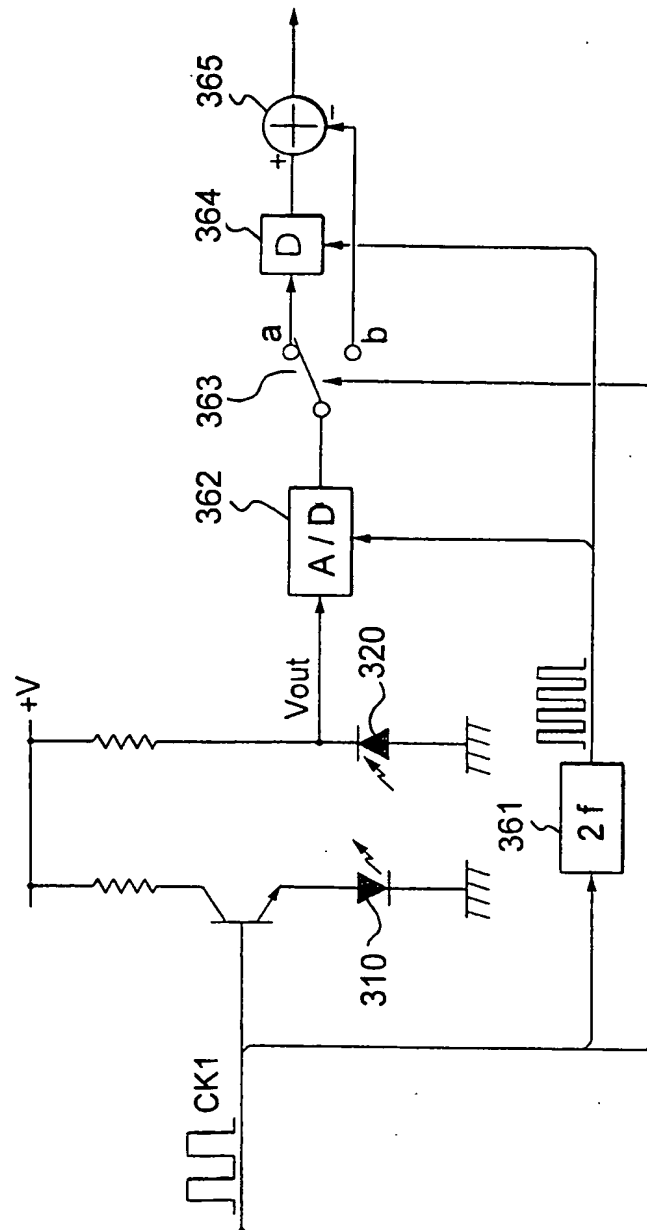


図 36



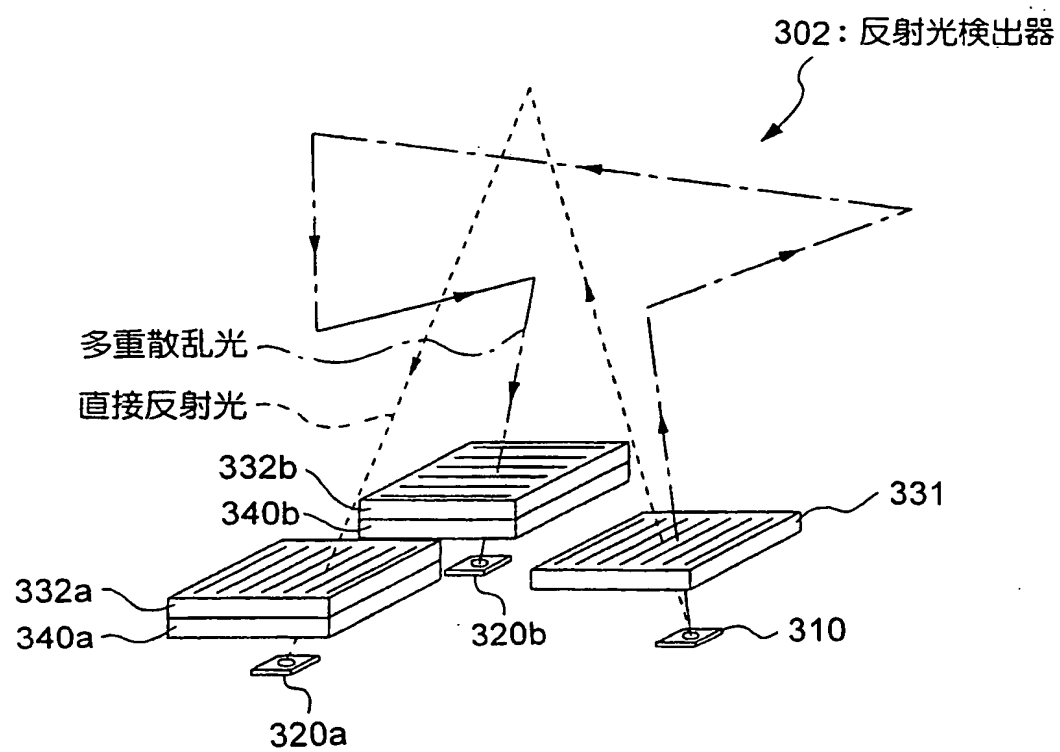
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 37



THIS PAGE BLANK (USPTO)

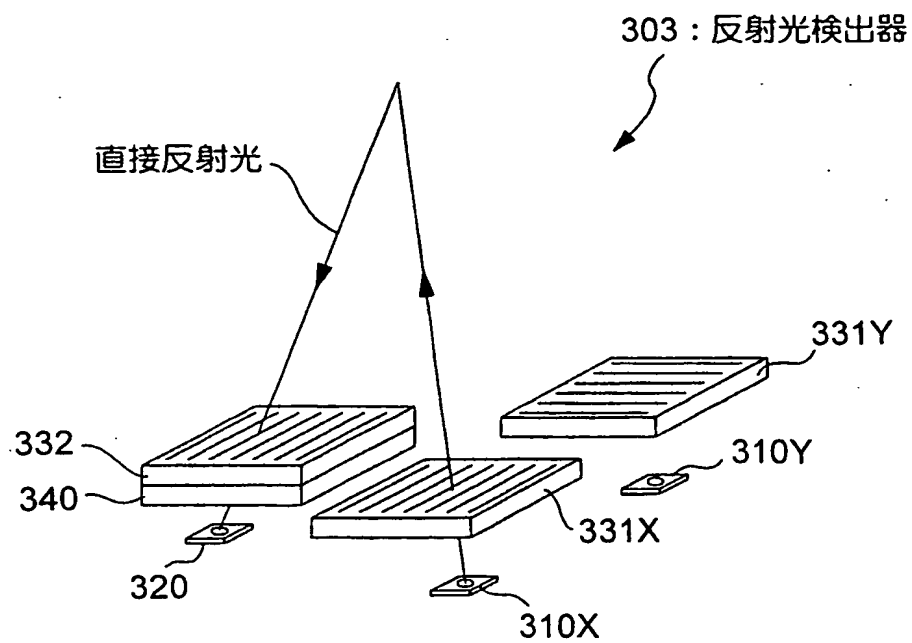
図 38



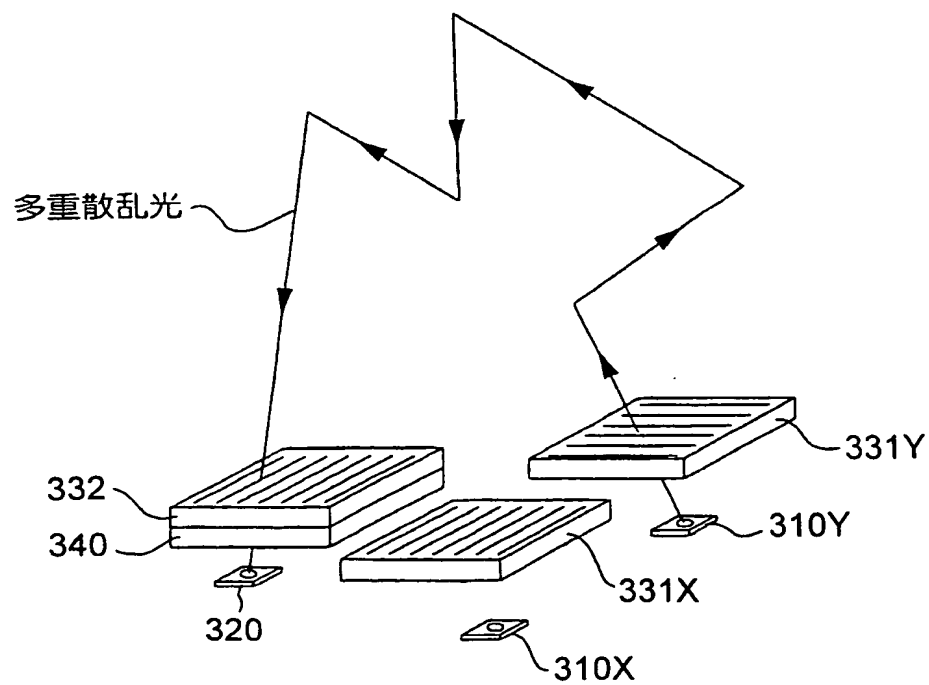
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 39

(a)

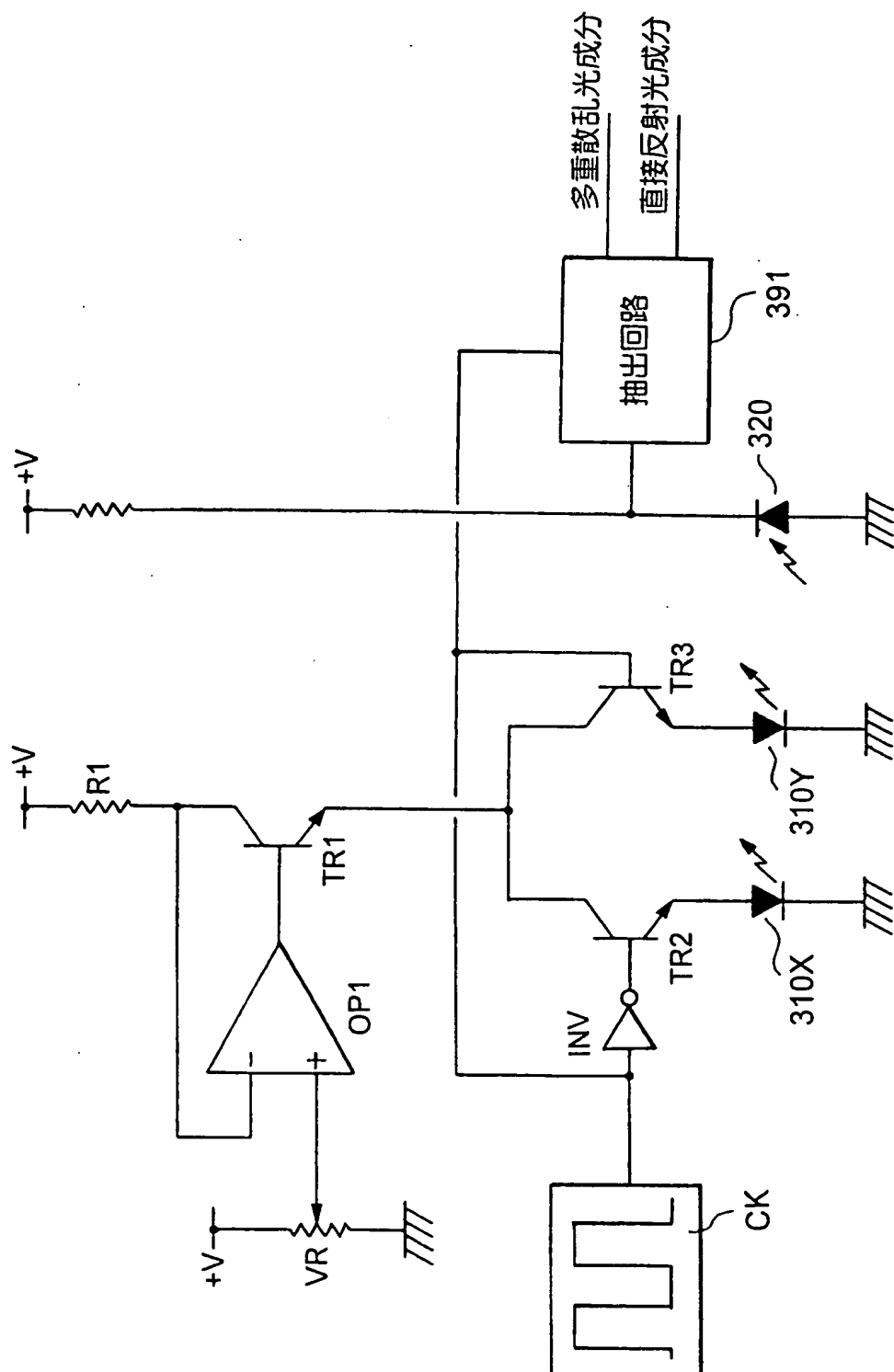


(b)



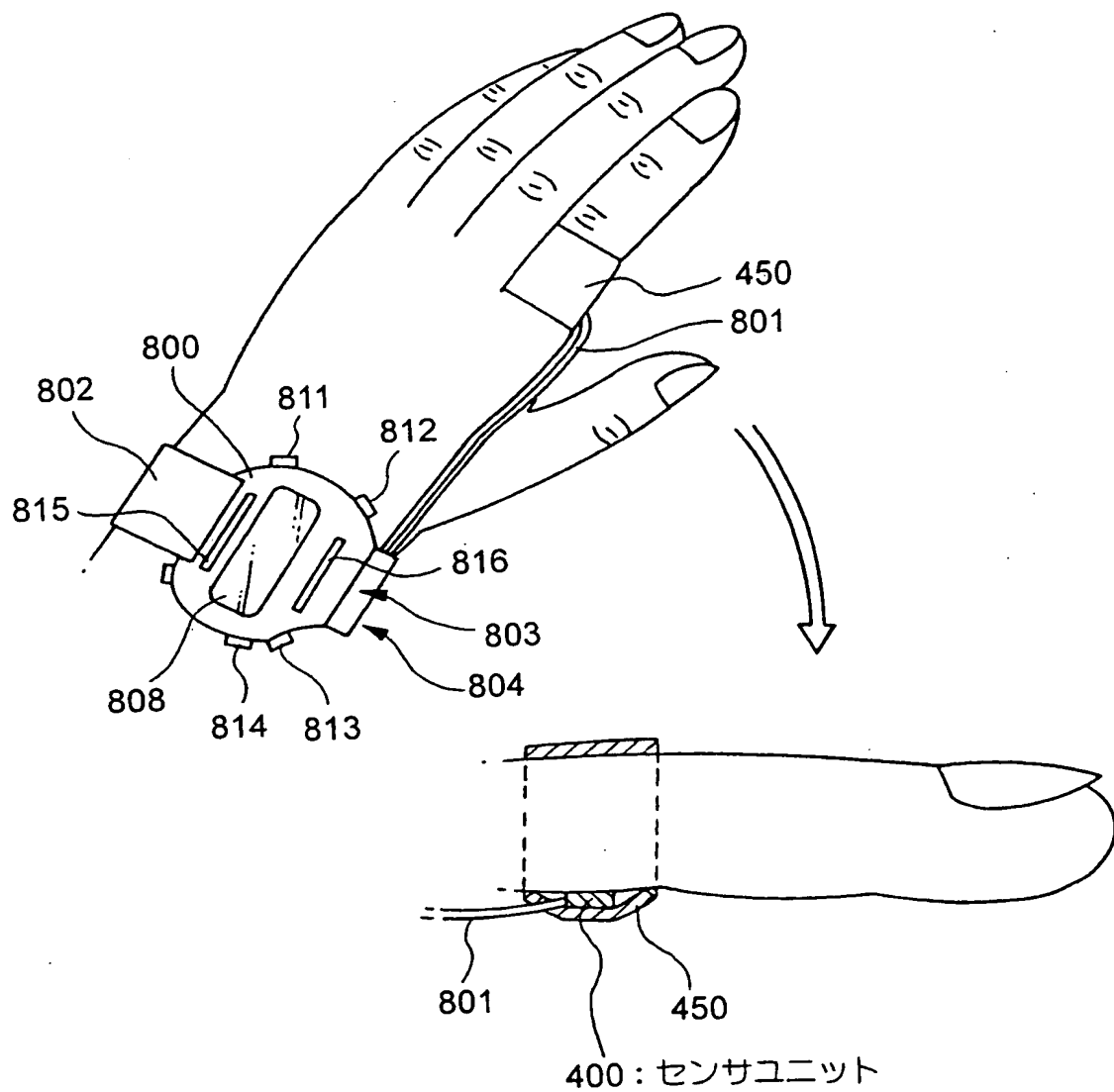
THIS PAGE BLANK (USPTO)

图 40



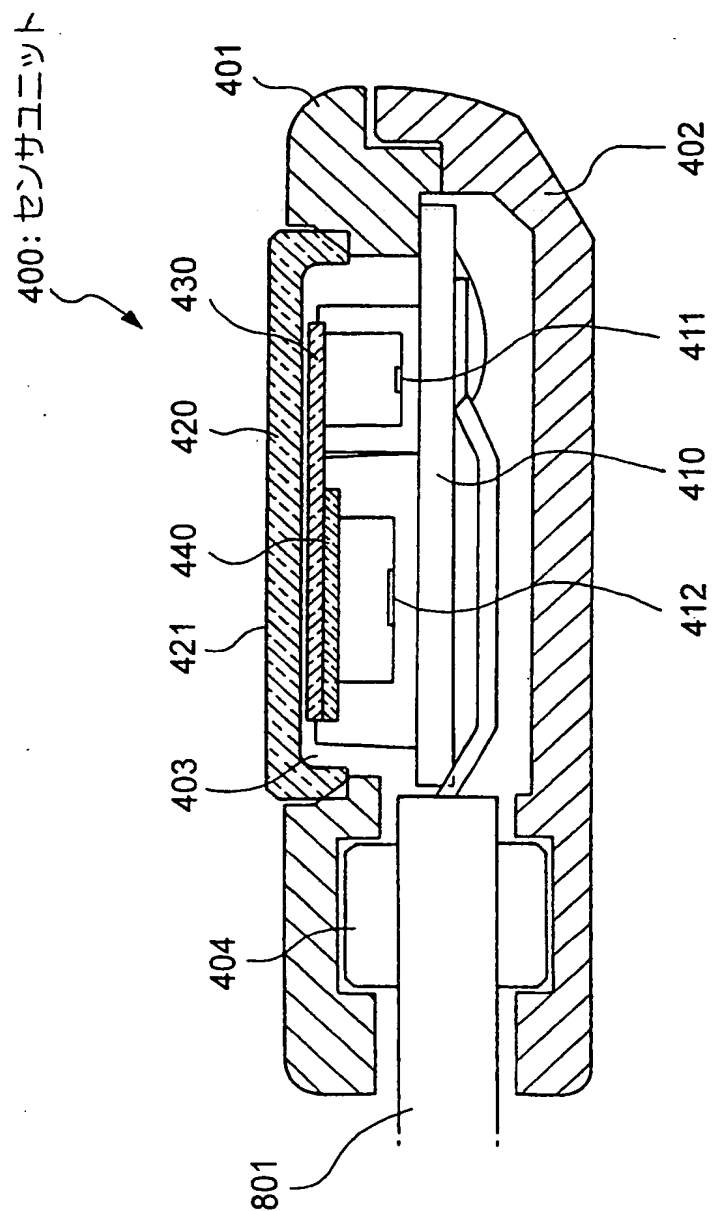
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 41



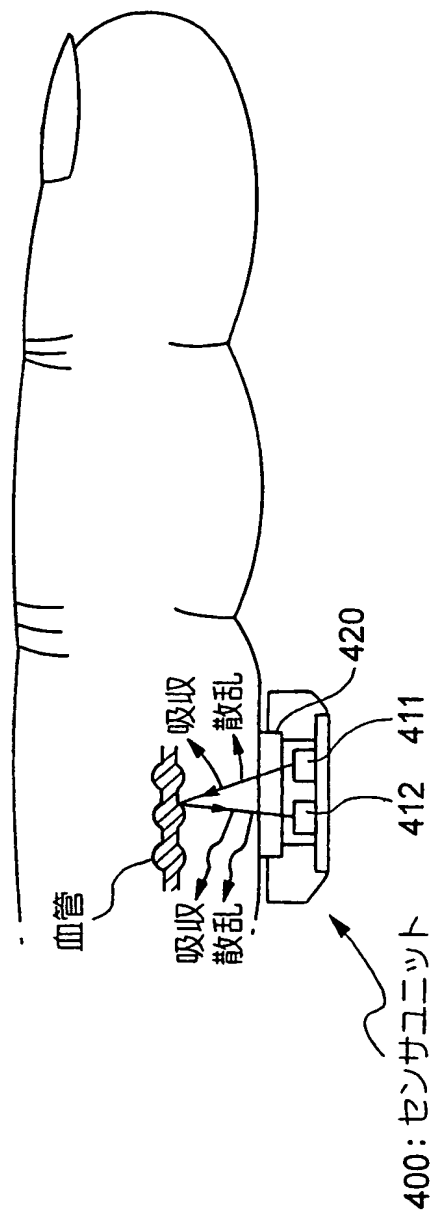
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 42



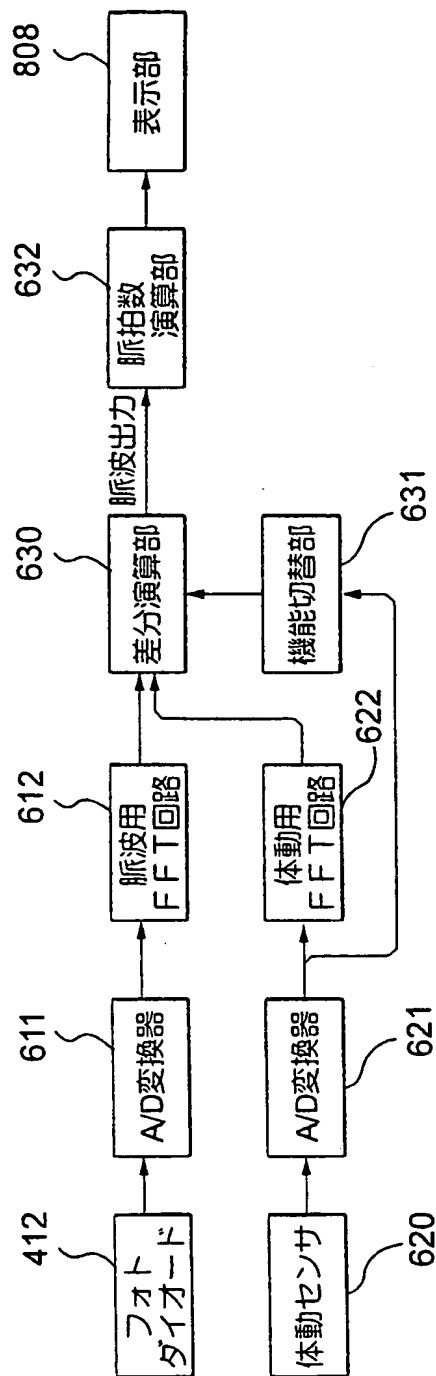
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 43



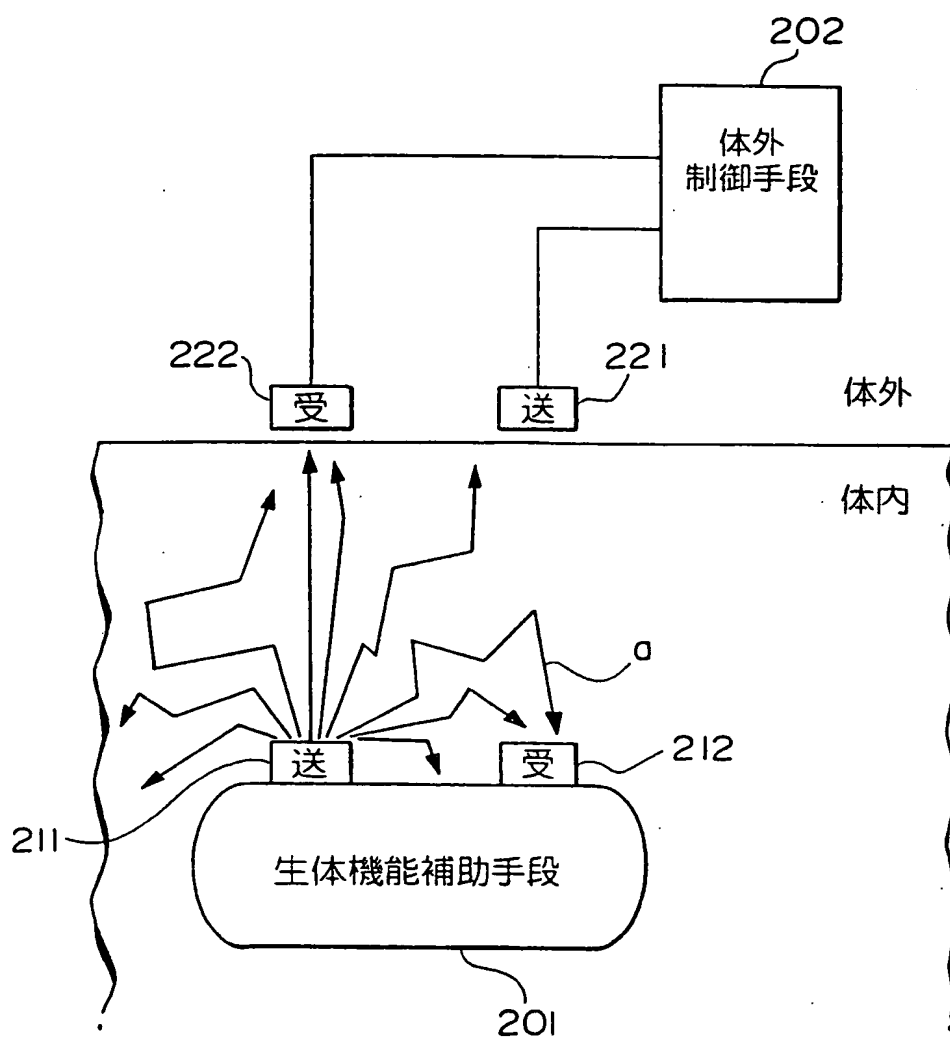
THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 44



THIS PAGE BLANK (USPTO)

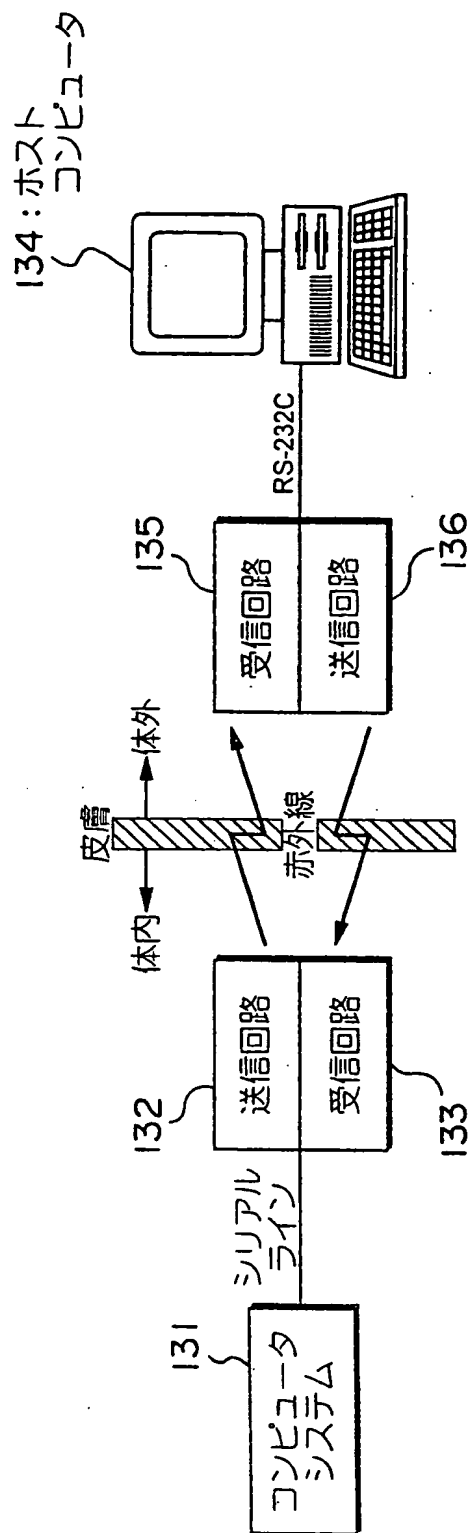
図 45



THIS PAGE BLANK (USPTO)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

図 46



THIS PAGE BLANK (USPTO)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP98/01992

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁶ H04B10/24, A61B5/0245, H01S3/18, G08C19/00, H01L31/12

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁶ H04B10/00, A61B5/00, H01S3/00, G02F1/00, H01L31/00, G08C19/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-1998
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-1998	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-1998

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP, 6-190, A (Shimadzu Corp.), January 11, 1994 (11. 01. 94), Column 2, line 42 to column 7, line 43 (Family: none)	1-11 15-16
Y	JP, 7-273726, A (Sony Corp.), October 20, 1995 (20. 10. 95), Column 3, line 45 to column 10, line 12 (Family: none)	1-11 15-16
Y	JP, 7-326813, A (Gijutsu Kenkyu Kumiai Shin Joho Shori Kaihatsu Kiko, Fujitsu Ltd.), December 12, 1995 (12. 12. 95), Column 2, line 17 to column 4, line 32 (Family: none)	1-16
Y	JP, 7-202162, A (NEC Corp.), August 4, 1995 (04. 08. 95), Column 3, line 34 to column 6, line 36 & US, 5459081, A	12-14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier document but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
July 10, 1998 (10. 07. 98)

Date of mailing of the international search report
July 21, 1998 (21. 07. 98)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP98/01992

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP, 3-75037, A (Nippon Denki Sanei K.K.), March 29, 1991 (29. 03. 91), Page 2, upper left column, line 12 to page 3, lower left column, line 11 (Family: none)	17
Y	JP, 3-75037, A (Nippon Denki Sanei K.K.), March 29, 1991 (29. 03. 91), Page 2, upper left column, line 12 to page 3, lower left column, line 11 (Family: none)	20-22 24-25
Y	JP, 60-135029, A (Matsushita Electric Works, Ltd.), July 18, 1985 (18. 07. 85), Page 2, upper left column, line 3 to page 3, upper left column, line 6 (Family: none)	20-22 24-25
Y	JP, 2-60628, A (Matsushita Electric Works, Ltd.), March 1, 1990 (01. 03. 90), Page 1, left column, line 15 to page 3, upper left column, line 12 (Family: none)	24-25

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.⁸ H04B10/24 Int. Cl.⁸ A61B 5/0245
 Int. Cl.⁸ H01S 3/18 Int. Cl.⁸ G08C19/00
 Int. Cl.⁸ H01L31/12

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.⁸ H04B10/00 Int. Cl.⁸ A61B 5/00
 Int. Cl.⁸ H01S 3/00 Int. Cl.⁸ G02F 1/00
 Int. Cl.⁸ H01L31/00 Int. Cl.⁸ G08C19/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-1998年
 日本国実用新案登録公報 1996-1998年
 日本国登録実用新案公報 1994-1998年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP, 6-190, A (株式会社島津製作所), 11. 1月. 1994, (11. 01. 94), 第2欄第42行~第7欄第43行, (ファミリーなし)	1-11 15-16
Y	JP, 7-273726, A (ソニー株式会社), 20. 10月. 1995, (20. 10. 95), 第3欄第45行~第10欄第12行, (ファミリーなし)	1-11 15-16
Y	JP, 7-326813, A (技術研究組合新情報処理開発機構, 富士通株式会社), 12. 12月. 1995, (12. 12. 95), 第2欄第17行~第4欄第32行, (ファミリーなし)	1-16

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

10. 07. 98

国際調査報告の発送日

21.07.98

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

鈴木 重幸

5J

9653

電話番号 03-3581-1101 内線 3537

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P, 7-202162, A (日本電気株式会社), 4. 8月. 1995, (04. 08. 95), 第3欄第34行~第6欄第36行, &US, 5459081, A	12-14
X	J P, 3-75037, A (日本電気三栄株式会社), 29. 3月. 1991, (29. 03. 91), 第2頁左上欄第12行~第3頁左下欄第11行, (ファミリーなし)	17
Y	J P, 3-75037, A (日本電気三栄株式会社), 29. 3月. 1991, (29. 03. 91), 第2頁左上欄第12行~第3頁左下欄第11行, (ファミリーなし)	20-22 24-25
Y	J P, 60-135029, A (松下電工株式会社), 18. 7月. 1985, (18. 07. 85), 第2頁左上欄第3行~第3頁左上欄第6行, (ファミリーなし)	20-22 24-25
Y	J P, 2-60628, A (松下電工株式会社), 1. 3月. 1990, (01. 03. 90), 第1頁左欄第15行~第3頁左上欄第12行, (ファミリーなし)	24-25

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: _____**

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

THIS PAGE BLANK (USPTO)